



TUGAS AKHIR - TE 141599

**PENGEMBANGAN *DATABASE* TEMPORAL DAN
KINEMATIK GAYA GERAK DARI DUA SISI ORGAN
GERAK BAWAH PADA TIGA GAYA BERJALAN YANG
BERBEDA**

Anita Wulansari
NRP 2213106005

Dosen Pembimbing
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016



FINAL PROJECT - TE 141599

***DEVELOPMENT OF TEMPORAL AND KINEMATIC
GAIT DATABASE OF BOTH SIDES OF LOWER LIMB OF
THREE DIFFERENT GAIT STYLES***

Anita Wulansari
NRP 2213106005

Advisor
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Industrial Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016

**PENGEMBANGAN DATABASE TEMPORAL DAN
KINEMATIK GAYA GERAK DARI DUA SISI
ORGAN GERAK BAWAH PADA TIGA GAYA
BERJALAN YANG BERBEDA**

TUGAS AKHIR

**Diajukan untuk Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada**

**Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

Menyetujui :

Dosen Pembimbing,

Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

NIP: 197103141997021001



PENGEMBANGAN *DATABASE* TEMPORAL DAN KINEMATIK GAYA GERAK DARI DUA SISI ORGAN GERAK BAWAH PADA TIGA GAYA BERJALAN YANG BERBEDA

Nama : Anita Wulansari
Pembimbing : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRAK

Pada tugas akhir ini telah dikembangkan sebuah sistem pengukuran parameter temporal dan kinematik gaya berjalan manusia. Sistem dirancang menggunakan tiga jenis sensor, yaitu *accelerometer*, *gyroscope*, dan *Force Sensing Resistor* (FSR). *Accelerometer* dikombinasikan dengan *gyroscope* untuk mengukur sudut yang dibentuk oleh tubuh-paha (*hip*), paha-betis (*knee*), dan betis-telapak kaki (*ankle*). FSR digunakan untuk mendeteksi *gait event* pada proses berjalan manusia. Parameter temporal yang diukur adalah *initial contact*, *foot-flat*, *heel-off*, *toe-off*, *stance phase time*, *swing phase time*, *cycle time*, dan *cadence* pada setiap siklus berjalan. Sedangkan parameter kinematik yang didapatkan pada bagian *hip* dan *knee* adalah sudut yang terbentuk dari masing-masing persendian ketika *initial contact*, dan nilai sudut maksimum *extension* dan *flexion* yang terukur dari masing-masing persendian dan pada bagian *ankle* didapatkan hasil berupa nilai sudut pada *initial contact*, dan nilai maksimum *flexion* pada setiap fase *gait*. Analisa *gait* dilakukan dalam dua metode yaitu secara *online (real time)* dan *offline* dari hasil pengukuran yang direkam oleh sistem sensor. Pengujian dilakukan pada tiga jenis gerakan berjalan yaitu berjalan datar, menaiki tangga, dan menuruni tangga. Berdasarkan pengujian tersebut, didapatkan hasil rata-rata perbandingan durasi antara *stance phase* dan *swing phase* adalah 70% dan 30%. Rata-rata *range of motion* terbesar untuk *hip* terjadi pada gaya berjalan datar (-13.3° hingga 29.7°), untuk *knee* terjadi pada gaya berjalan menuruni tangga (13° hingga 92.3°) dan *ankle* pada gaya berjalan menaiki dan menuruni tangga sebesar 13.4° hingga 36.2° . Sistem yang dikembangkan pada tugas akhir ini diharapkan dapat digunakan pada penelitian lanjutan eksplorasi pola berjalan untuk keperluan rekayasa rehabilitasi gerakan berjalan.

Kata kunci : *Joint Angles, Gait Analysis, Gait Database*

DEVELOPMENT OF TEMPORAL AND KINEMATIC GAIT DATABASE OF BOTH SIDES OF LOWER LIMB OF THREE DIFFERENT GAIT PATTERNS

Name : Anita Wulansari
Advisor : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRACT

In this final project, a human gait measurement system for temporal and kinematic parameters has been developed. The system was designed using three kinds of sensor, namely accelerometer, gyroscope, and Force Sensing Resistor (FSR). The combination of accelerometer and gyroscope were used to get an accurate measurement of three joints of lower limbs: hip, knee, and ankle. Each joint is formed by body-thigh, thigh-shank, and shank-foot segment of lower limb. FSR was used to detect gait event in human walking process. Temporal parameters measured were initial contact, foot-flat, heel-off, toe-off, stance phase time, swing phase time, cycle time, and cadence for each stride. Whereas the kinematic parameters were divided into three parts, hip, knee, and ankle. Kinematic parameters of hip and knee are the angle formed from each joint at initial contact and the value of maximum extension and flexion angle of each joint. The parameters of ankle are the value of angle at initial contact and the value of maximum flexion of each gait phase. Gait analysis were performed in two methods that were online (real time) and offline which were obtained from the measured result recorded by the sensors. The experiments were performed for three different walking patteern, which are flat walking, stair ascending, and stair descending. Based on the experiments, it was shown that the average of stance phase and swing phase were 70% and 30%. The largest average of the motion range of hip was measured at flat walking styles (-13.3° to 29.7°), knee at stair descending (13° to 92.3°), and ankle at both stair ascending and descending (13.4° to 36.2°). The developed system in this final project was expected to be used in exploring walking pattern for walking rehabilitation purpose.

Keywords : Joint Angles, Gait Analysis, Gait Database

KATA PENGANTAR

Puji syukur haturkan kepada Tuhan Y.M.E atas seluruh limpahan rahmat dan karunianya selama ini sehingga penulis mampu menyelesaikan tugas akhir ini.

Penulis juga ingin mengucapkan terimakasih kepada pihak-pihak di bawah ini, yang telah membantu baik secara langsung maupun tidak langsung dalam penulisan tugas akhir ini :

- Bapak, Ibu, serta seluruh keluarga yang memberikan dukungan baik moril maupun materiil.
- Bapak Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng. selaku dosen pembimbing, yang tanpa bimbingan beliau, mungkin tugas akhir ini tidak akan terselesaikan dengan baik.
- Tasripan, IR. MT. selaku Koordinator Bidang Studi Elektronika dan dosen wali yang memberikan begitu banyak motivasi dan inspirasi.
- Dr. Ardyono Priyadi, ST., M.Eng. selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro ITS Surabaya.
- Seluruh dosen bidang studi elektronika dan seluruh dosen Teknik Elektro ITS.
- Teman-teman seperjuangan laboratorium Teknik Biomedica B205, Mufi, Didi, Farid, Ekal, mbak Nada, mas Tama, mas Fauzan, dan mbak Nita
- Mawar Ma'arifah, Vinda Setya Kartika, Nanang Warihandoko dan Aidatunisadina L.B. untuk bantuannya selama pengerjaan.
- Seluruh teman-teman yang telah bersedia menjadi subyek pengujian
- Nadia Dwi Atmo dan Ummul Khair atas seluruh bantuannya selama berkuliah di Teknik Elektro

Penulis berharap semakin banyak rekan-rekan mahasiswa yang tertarik untuk mengembangkan riset di bidang teknologi biomedika di Indonesia, terutama di bagian *Biomechanics* untuk semakin memajukan bangsa kita. Penulis sepenuhnya menyadari bahwa tugas akhir ini masih jauh dari sempurna, dan mohon maaf yang sebesar-besarnya apabila masih terdapat kesalahan dalam penulisan tugas akhir ini.

Surabaya, Januari 2016

Penulis

DAFTAR ISI

ABSTRAK.....	i
ABSTRACT.....	iii
KATA PENGANTAR.....	v
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR GAMBAR.....	ix
DAFTAR TABEL.....	xiii
DAFTAR PERSAMAAN.....	xv
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1. 1. Latar Belakang.....	1
1. 2. Permasalahan.....	2
1. 3. Tujuan.....	2
1. 4. Metodologi.....	2
1. 5. Sistematika Penulisan.....	3
1. 6. Relevansi.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI.....	5
2. 1. <i>Gait Analysis</i>	5
2. 2. Pengukuran Sudut Persendian <i>Lower Limbs</i>	6
2. 3. Parameter Temporal dan Kinematik <i>Gait</i>	14
2. 4. Mikrokontroler ARM.....	15
2.4.1 ADC Mikrokontroler.....	17
2.4.2 Timer.....	17
2. 5. Kalman Filter.....	18
BAB III PERANCANGAN SISTEM.....	21
3.1. Perancangan Sistem.....	21
3.2. Penempatan Sistem Sensor.....	23
3.3. Perencanaan Modul Sensor.....	24
3.3. 1. <i>Accelerometer</i>	24
3.3. 2. <i>Gyroscope</i>	25
3.3. 3. <i>Force Sensing Resistor (FSR)</i>	28
3.4. Rangkaian Lengkap Modul Akuisisi Data.....	30
3.5. Perancangan Perangkat Lunak pada Mikrokontroler.....	30
3.5.1. Pembacaan Sensor.....	30
3.5.2. Perancangan Digital Butterworth Filter Orde 2.....	31
3.5.3. Algoritma Perancangan <i>Kalman Filter</i>	34
3.5.4. Penurunan Persamaan Lower Limb Joint Angles.....	35
3.5.5. Pengukuran <i>Lower Limb Joint Angles</i> Menggunakan Sensor <i>Fusion</i>	37

3.5.6. Pengukuran <i>Gait Event</i>	39
3.6. Perancangan Perangkat Lunak pada PC/Laptop	39
BAB IV HASIL PENGUJIAN DAN ANALISA	47
4.1 Hasil pengujian LPF 4Hz	47
4.2 Pengujian <i>lower limb joint angles</i> berdasarkan dengan model statis	48
4.3 Hasil Pengujian Integrasi Perangkat Keras pada Subjek Berjalan	53
4.3. 1 Hasil Pengujian <i>Gait Event Detection</i>	56
4.3. 2 Perbandingan Analisa <i>Gait</i> secara <i>Online</i> dan <i>Offline</i>	60
4.3. 3 Hasil Pengujian Pengukuran Parameter Temporal dan Kinematik	61
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	63
5.1 Kesimpulan.....	63
5.2 Saran	64
DAFTAR PUSTAKA.....	65

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Output sensor FSR yang ternormalisasi untuk mendeteksi fase dan event gaya berjalan dalam satu siklus berjalan [1]	5
Gambar 2. 2 (a) Arah gerakan sendi (b) Penentuan besar sudut sendi [11]	6
Gambar 2. 3 Contoh penggunaan <i>goniometer</i> untuk pengukuran sudut sendi tungkai bawah [1]	7
Gambar 2. 4 Contoh Hasil pengukuran sudut sendi anggota gerak bagian bawah menggunakan kamera OPTOTRAK (Arifin, 2010).	8
Gambar 2. 5 Contoh hasil pengukuran sudut sendi anggota gerak bagian bawah menggunakan resistor variabel [1]	8
Gambar 2. 6 <i>Rotary gyroscope</i> [13].	12
Gambar 2. 7 <i>Ring interferometry</i> [13]	12
Gambar 2. 8 Model <i>vibrating structure gyroscope</i> secara umum [13].	12
Gambar 2. 9 <i>Board STM32F4Discovery</i> [17]	15
Gambar 2. 10 Blok diagram ADC STM32F4 [17]	16
Gambar 2. 11 Struktur Kalman Filter [2]	18
 Gambar 3. 1 Diagram blok sistem	21
Gambar 3. 2 Peletakan <i>wearable sensors</i> dan penyebutan masing-masing persendian	22
Gambar 3. 3 Pemasangan perangkat sensor pada subyek	23
Gambar 3. 4 Diagram fungsional perangkat keras	24
Gambar 3. 5 Rangkaian tipikal dari MMA7361	25
Gambar 3. 6 (a) orientasi putaran sumbu (c) rangkaian tipikal dari GY-35-RC	26
Gambar 3. 7 <i>Inertial measurement unit</i>	26
Gambar 3. 8 Posisi sensor pada badan, paha dan betis	27
Gambar 3. 9 Posisi sensor pada telapak kaki	27
Gambar 3. 10 FSR dan grafik perubahan resistansi terhadap perubahan gaya (0-10kg)	29
Gambar 3. 11 Rangkaian pengubah arus ke tegangan FSR dengan tegangan referensi	29
Gambar 3. 12. Diagram blok disain digital <i>Butterworth filter</i>	31

Gambar 3. 13. Respon filter dari digital <i>Butterworth</i> LPF orde 2 dengan frekuensi <i>cutoff</i> 4 Hz.....	34
Gambar 3. 14. Diagram blok <i>Kalman filter</i> untuk fusi <i>gyroscope</i> dan <i>accelerometer</i> dalam pengukuran sudut <i>tilt</i> suatu segmen	35
Gambar 3. 15. Diagram blok proses penentuan perhitungan sudut (a) hip, (b) knee dan (c) ankle.	37
Gambar 3. 16 Diagram blok perancangan perangkat lunak pada PC/laptop	39
Gambar 3. 17 Keluaran FSR <i>Heel</i> dan <i>Toe</i> sebelum dinormalisasi	40
Gambar 3. 18 Keluaran FSR <i>Heel</i> dan <i>Toe</i> setelah dinormalisasi	40
Gambar 3. 19 Pendeteksian <i>gait event</i> secara <i>offline</i>	42
Gambar 3. 20 Hasil pengukuran parameter temporal dan kinematik pada <i>hip joint</i>	43
Gambar 3. 21 Hasil pengukuran <i>gait event</i> pada keluaran FSR.....	43
Gambar 3. 22 Hasil pengukuran parameter temporal dan kinematik pada <i>knee joint</i>	44
Gambar 3. 23 Hasil pengukuran parameter temporal dan kinematik pada <i>ankle joint</i>	44
Gambar 3. 24 Hasil analisa <i>gait</i> secara <i>offline</i>	61
Gambar 3. 25 Hasil analisa <i>gait</i> secara <i>online</i>	61
 Gambar 4. 1 Grafik <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i> pada <i>body</i> , <i>thigh</i> , <i>shank</i> , dan <i>foot</i> sisi kanan tanpa filter digital <i>Butterworth</i> LPF	47
Gambar 4. 2 Grafik <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i> pada <i>body</i> , <i>thigh</i> , <i>shank</i> , dan <i>foot</i> sisi kiri dengan filter digital <i>Butterworth</i> LPF	48
Gambar 4. 3 Model Statis <i>Lower Limb</i> untuk Persamaan <i>Joint Angles</i> [2]	50
Gambar 4. 4 Pengukuran sudut <i>hip joint</i> pada sisi kanan	50
Gambar 4. 5 Pengukuran sudut <i>knee joint</i> pada sisi kanan	51
Gambar 4. 6 Pengukuran sudut <i>ankle joint</i> pada sisi kanan.....	51
Gambar 4. 7 Pengukuran sudut <i>hip joint</i> pada sisi kiri	52
Gambar 4. 8 Pengukuran sudut <i>knee joint</i> pada sisi kiri	52
Gambar 4. 9 Pengukuran sudut <i>ankle joint</i> pada sisi kiri.....	53
Gambar 4. 10 Pengukuran fase <i>gait</i> pada sisi kanan subyek A.....	53

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Parameter temporal dan satuannya [1]..... 14

Tabel 2. 2 Parameter kinematik dan satuannya [1]..... 14

Tabel 3. 1 Hasil pengukuran parameter temporal dan kinematik 45

Tabel 4. 1 Keterangan subyek 62

DAFTAR PERSAMAAN

Persamaan 2.1 Perhitungan percepatan	9
Persamaan 2.2 Persamaan torsi <i>gyroscope</i>	11
Persamaan 2.3 Resolusi bit ADC	17
Persamaan 2.4 Frekuensi maksimal TIMER2 STM32F4	18
Persamaan 2.5 Frekuensi TIMER2 STM32F4	18
Persamaan 2.6 Persamaan observasi Kalman Filter	19
Persamaan 2.7 <i>Noise</i> sinyal observasi	19
Persamaan 2.8 Persamaan Kalman Filter	19
Persamaan 2.9 Matriks model sinyal generasi (1)	19
Persamaan 2.10 Matriks model sinyal generasi (2)	19
Persamaan 2.11 Matriks proses <i>noise</i>	19
Persamaan 2.12 Matriks model sinyal observasi	20
Persamaan 2.13 <i>Observation noise</i>	20
Persamaan 2.14 Inisialisasi Kalman Filter	20
Persamaan 2.15 Sinyal prediksi Kalman Filter	20
Persamaan 2.16 Data Prediksi Kalman Filter	20
Persamaan 2.17 <i>Priory error covariance calculation</i>	20
Persamaan 2.18 Kalman <i>gain calculation</i>	20
Persamaan 2.19 <i>Update</i> estimasi Kalman Filter	20
Persamaan 3.1 Perhitungan kemiringan <i>gyroscope</i>	25
Persamaan 3.2 Perhitungan kecepatan sudut <i>gyroscope</i>	25
Persamaan 3.3 Perhitungan sudut kemiringan	27
Persamaan 3.4 Vektor percepatan gravitasi <i>accelerometer</i> pada sumbu X	27
Persamaan 3.5 Vektor percepatan gravitasi <i>accelerometer</i> pada sumbu Z	27
Persamaan 3.6 Perhitungan <i>tilt accelerometer</i> sumbu X dan Z	28
Persamaan 3.7 Keluaran FSR	29
Persamaan 3.8 <i>Analog prototype filter</i> Ha(s)	32
Persamaan 3.9 Transformasi ke filter LPF	32
Persamaan 3.10 Transformasi bilinear	32
Persamaan 3.11 Persamaan umum filter	32
Persamaan 3.12 Koefisien filter a0	32
Persamaan 3.13 Koefisien filter a1	32
Persamaan 3.14 Koefisien filter a2	33
Persamaan 3.15 Koefisien filter b0	33
Persamaan 3.16 Koefisien filter b1	33

Persamaan 3.17 Koefisien filter b_2	33
Persamaan 3.18 Persamaan frekuensi <i>wrapping</i>	33
Persamaan 3.19 Persamaan filter digital	33
Persamaan 3.20 Persamaan keluaran digital	33
Persamaan 3.21 Perhitungan <i>tilt body</i>	35
Persamaan 3.22 Perhitungan <i>tilt thigh</i>	35
Persamaan 3.23 Perhitungan <i>tilt shank</i>	35
Persamaan 3.24 Perhitungan <i>tilt foot</i>	35
Persamaan 3.25 Perhitungan sudut <i>hip</i>	36
Persamaan 3.26 Perhitungan sudut <i>knee</i>	36
Persamaan 3.27 Perhitungan sudut <i>ankle</i>	36
Persamaan 3.28 Perhitungan sudut <i>hip</i> terhadap posisi <i>zero</i>	36
Persamaan 3.29 Perhitungan sudut <i>knee</i> terhadap posisi <i>zero</i>	36
Persamaan 3.30 Perhitungan sudut <i>ankle</i> terhadap posisi <i>zero</i>	36
Persamaan 3.31 Perhitungan posisi awal sudut <i>hip</i>	36
Persamaan 3.32 Perhitungan posisi awal sudut <i>knee</i>	36
Persamaan 3.33 Perhitungan posisi awal sudut <i>ankle</i>	36
Persamaan 3.34 Perhitungan kalman filter sudut <i>hip</i>	38
Persamaan 3.35 Perhitungan kalman filter sudut <i>knee</i>	38
Persamaan 3.36 Perhitungan kalman filter sudut <i>ankle</i>	38
Persamaan 3.37 Estimasi sudut <i>hip</i>	39
Persamaan 3.38 Estimasi sudut <i>knee</i>	39
Persamaan 3.39 Estimasi sudut <i>ankle</i>	39
Persamaan 3.40 Persamaan normalisasi	41

BAB I

PENDAHULUAN

1. 1. Latar Belakang

Pergerakan anggota badan manusia dapat digunakan untuk mengidentifikasi kondisi fisik yang terlibat. Salah satu yang sedang dikembangkan oleh peneliti sekarang ini adalah pengenalan cara berjalan manusia yang melibatkan anggota gerak bagian bawah (*lower limbs*). Tujuannya adalah untuk mengembangkan sistem permodelan dari cara berjalan manusia. Dengan adanya sistem pemodelan ini akan sangat berguna untuk pembelajaran biomedika mengenai mekanika manusia khususnya cara berjalan yang didasarkan pada parameter-parameter temporal dan kinematik.

Gaya berjalan manusia merupakan gejala siklus yang terjadi secara berulang dan terbagi dalam dua fase yaitu *stance phase* dan *swing phase*. *Stance phase* adalah kondisi dimana telapak kaki menapak ke tanah. Sedangkan *swing phase* adalah kondisi dimana telapak kaki melayang. Fase-fase ini dapat dispesifikkan lagi dalam beberapa *gait phase*, yaitu *initial contact*, *foot-flat*, *heel-off*, dan *toe-off*. Berdasarkan temponya, gaya berjalan manusia diawali dengan *stance phase* yang diawali dengan *initial contact* dimana telapak kaki mulai menapak ke tanah. Fase yang terjadi selanjutnya adalah ketika keseluruhan bagian telapak kaki menapak ke tanah yang disebut dengan *foot-flat*. Fase berjalan kemudian dilanjutkan dengan terangkatnya bagian belakang telapak kaki yang disebut dengan *heel-off*. Fase selanjutnya yang juga merupakan awal terjadinya *swing phase* adalah *toe-off* dimana keseluruhan telapak kaki melayang dan tidak menapak ke tanah. Fase terakhir yang terjadi dalam satu siklus *gait* penuh adalah *initial contact* dimana telapak kaki yang sama mulai menapak ke tanah kembali. Analisa pewaktuan terjadinya fase-fase ini digunakan untuk menyusun *temporal gait database*. Sedangkan *kinematical gait database* disusun berdasarkan *joint angle parameters* yang merupakan posisi persendian terhadap sudut (*angular*). Persendian yang digunakan sebagai parameter *gait database* terdiri dari tiga bagian, yaitu *hip joint*, *knee joint*, dan *ankle joint*. Pergerakan ketiga persendian ini diamati secara kontinyu selama subjek berjalan sehingga dapat diamati perpindahan ketiga persendian tersebut dalam setiap *gait phase*. Dengan mengamati kedua parameter tersebut, disusunlah Tugas Akhir dengan judul **“Pengembangan Database Temporal dan**

Kinematik Gaya Gerak dari Dua Sisi Organ Gerak Bawah pada Tiga Gaya Berjalan yang Berbeda". Tujuan penelitian ini adalah untuk menyusun *gait database* pada tiga keadaan yaitu berjalan di area datar, menaiki tangga, dan menuruni tangga berdasarkan kedua parameter yang telah dijelaskan sebelumnya.

1. 2. Permasalahan

Permasalahan yang akan dibahas dalam tugas akhir ini adalah:

1. Bagaimana mengembangkan *hardware* untuk tiga gaya berjalan yang berbeda.
2. Bagaimana mendeteksi fase berjalan dalam setiap siklus.
3. Bagaimana mengolah data keluaran dari *hardware* untuk mendapatkan waktu (%*time*) setiap perubahan *gait event*.
4. Bagaimana menyusun *gait database* untuk 3 gaya berjalan (datar, menaiki tangga, dan menuruni tangga).

1. 3. Tujuan

Tujuan dari pembuatan tugas akhir adalah dapat merancang *database* dengan parameter temporal dan kinematik dari fase-fase *gait*.

1. 4. Metodologi

Dalam penulisan tugas akhir ini digunakan metodologi sebagai berikut :

1. Studi Literatur
Mengumpulkan berbagai buku dan referensi lainnya yang berkaitan dengan alat.
2. Pengembangan *Hardware*
Mengembangkan *hardware* untuk gaya berjalan datar, menaiki tangga, dan menuruni tangga.
3. Eksperimen
Melakukan ujicoba *software* dengan subjek normal untuk tiga kondisi gaya berjalan yang berbeda
4. Analisa Data
Melakukan analisa data dari alat hasil eksperimen yang telah diujikan.

5. Kesimpulan

Kesimpulan diperoleh dengan membandingkan teori dengan hasil dilapangan sehingga diperoleh kelebihan dan kekurangan alat beserta solusi untuk mengantisipasi kekurangan alat tersebut.

Setelah alat diuji selanjutnya alat akan diukur dan diambil datanya untuk mengetahui apakah alat sudah bekerja sesuai dengan yang diharapkan.

1. Penulisan buku tugas akhir

Penulisan laporan dilakukan sebagai penggambaran kesimpulan dari tugas akhir ini. Kesimpulan tersebut merupakan jawaban dari permasalahan yang dianalisis. Selain itu juga akan diberikan saran sebagai masukan berkaitan dengan apa yang telah dilakukan.

1. 5. Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini disusun dengan sistematika sebagai berikut:

BAB I Pendahuluan membahas latar belakang, tujuan, perumusan masalah, metode, sistematika pembahasan, dan relevansi.

BAB II Teori penunjang dan literatur yang berguna bagi tugas akhir ini.

BAB III Perencanaan alat.

BAB IV Hasil percobaan alat dibahas pada bab ini.

BAB V Penutup berisi kesimpulan yang diperoleh dari pembuatan tugas akhir ini, serta saran-saran untuk pengembangan lebih lanjut.

1. 6. Relevansi

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan dapat menyusun *temporal* dan *kinematical gait database* pada kedua sisi anggota gerak bagian bawah untuk tiga gaya berjalan berbeda.



BAB II

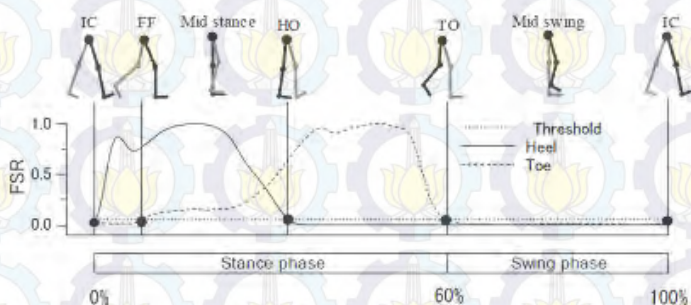
TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

Pada BAB II akan dibahas mengenai teori-teori yang menjadi referensi dalam penyusunan tugas akhir ini, yang meliputi teori tentang data parameter gaya berjalan, pengukuran fase *gait*, pengukuran sudut persendian *lower limbs*, perhitungan parameter temporal dan kinematik data *gait*, *accelerometer*, *gyroscope* dan mikrokontroler ARM.

2. 1. *Gait Analysis*

Gait analysis merupakan analisa gaya berjalan yang didasarkan pada keadaan normal. Terdapat dua fase dalam berjalan normal yaitu : fase berdiri (*stance phase*) dan fase mengayun (*swing phase*). Fase berdiri merupakan fase menumpu atau fase dimana kaki bersentuhan dengan lantai. Fase berdiri dibagi menjadi 4, yaitu:

- *Initial Contact* merupakan keadaan saat telapak kaki mulai menyentuh lantai.
- *Foot-flat* merupakan keadaan saat telapak kaki secara keseluruhan menyentuh permukaan lantai. Dalam kondisi ini, telapak kaki berada dalam kondisi datar terhadap lantai.
- *Midstance* merupakan keadaan saat terjadi ayunan (kontralateral) kaki melewati kaki lain yang tegak.
- *Heel-off* merupakan keadaan saat tumit tidak menyentuh lantai.



Gambar 2. 1 Output sensor FSR yang ternormalisasi untuk mendeteksi fase dan event gaya berjalan dalam satu siklus berjalan [1]

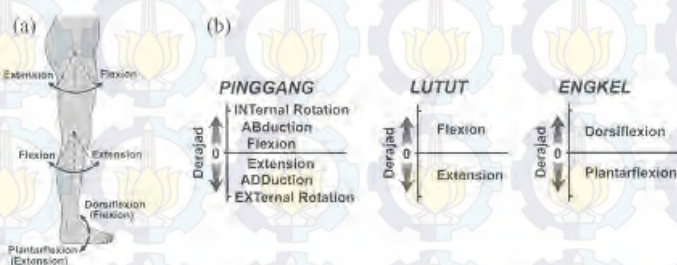
Sedangkan fase berayun dibagi menjadi 2, yaitu:

- *Toe-off* merupakan keadaan saat jari kaki tidak menyentuh lantai, kaki tidak menyentuh lantai dan fase berdiri berakhir.
- *Midswing* merupakan keadaan saat kaki melewati tepat dibawah tubuh.

Pengukuran fase gait ditentukan dari kontak telapak kaki terhadap lantai. Salah satu penelitian tentang metode pengukuran fase berjalan menggunakan *force sensing resistor* (FSR), yaitu penelitian A. Arifin mengenai respon FSR yang diletakkan dan pada tumit dan jari telapak kaki. Hasil respon yang didapatkan oleh A. Arifin berdasarkan penelitiannya ditunjukkan pada Gambar 2.1 dimana FSR dapat dengan jelas mendeteksi terjadinya fase berjalan dalam satu siklus. Penelitian serupa juga pernah dilakukan oleh Benediktus[2] mengenai penggunaan FSR untuk mendeteksi fase berjalan.

2. 2. Pengukuran Sudut Persendian *Lower Limbs*

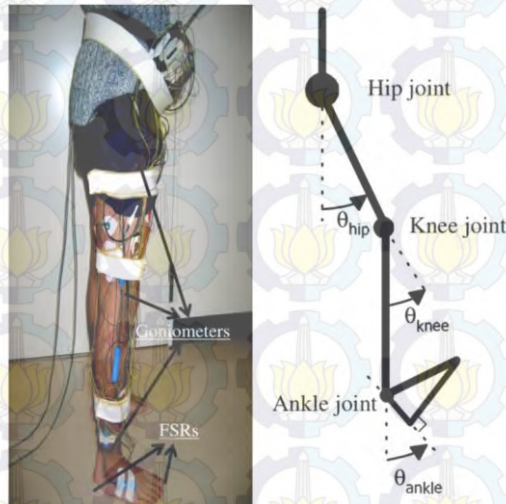
Pengukuran sudut persendian *lower limbs* dilakukan berdasarkan arah pergerakan standar yang terjadi saat berjalan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.2. Pada Gambar 2.2 diketahui bahwa arah pergerakan yang mungkin terjadi pada bagian pinggang dan lutut adalah maju-mundur atau yang disebut dengan *flexion* dan *extension*. Sedangkan pada bagian engkel, arah pergerakan yang mungkin terjadi adalah keatas-kebawah yang disebut dengan *dorsiflexion* dan *plantarflexion*.



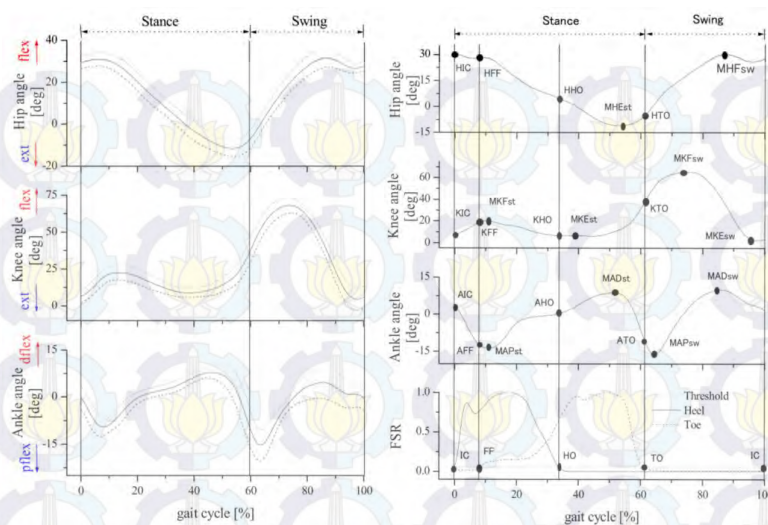
Gambar 2. 2 (a) Arah gerakan sendi (b) Penentuan besar sudut sendi [11]

Beberapa metode yang bisa digunakan untuk menghasilkan pengukuran sudut sendi yang cukup akurat pada anggota gerak bawah adalah dengan menggunakan goniometer (alat pengukur sudut) (Arifin, 2010; Chou dkk, 2011) seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.3 dan juga kamera dengan kecepatan tinggi seperti optical motion measurement system OPTOTRAK (Northern Digital Inc.). Contoh hasil pengukuran sudut sendi menggunakan OPTOTRAK ditunjukkan pada Gambar 2.4.

Metode lainnya yaitu menggunakan resistor variabel yang dirangkai sedemikian rupa. Dengan menggunakan sensor jenis ini maka biaya pengembangan sensor menjadi lebih murah, namun memerlukan inovasi dari konstruksi mekanik tambahan dan pengolah sinyal yang handal. Contoh penggunaan resistor variabel untuk pengukuran sudut sendi beserta hasil pengukurannya ditunjukkan pada Gambar 2.5.

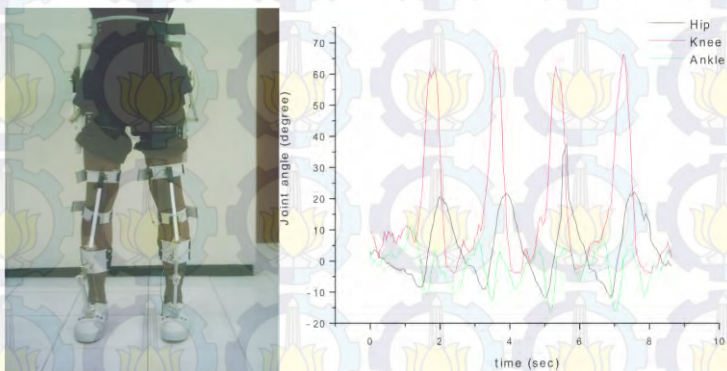


Gambar 2. 3 Contoh penggunaan *goniometer* untuk pengukuran sudut sendi tungkai bawah [1]



Gambar 2. 4 Contoh Hasil pengukuran sudut sendi anggota gerak bagian bawah menggunakan kamera OPTOTRAK [1]

Pengukuran sudut juga dapat dilakukan dengan menggunakan potensiometer sebagai sensor posisi sudut. Kelemahan dari metode ini adalah membutuhkan kontruksi mekanik khusus yang dirancang untuk



Gambar 2. 5 Contoh hasil pengukuran sudut sendi anggota gerak bagian bawah menggunakan resistor variabel [1]

mengikuti sudut yang dibentuk persendian *lower limbs*. Berdasarkan penelitian-penelitian yang dilakukan sebelumnya, didapatkan bahwa metode ini yang sering mengalami kerusakan pada konstruksi mekaniknya karena gerakan. Metode lain yang dapat dilakukan dan menjadi referensi dari tugas akhir ini adalah menggunakan sensor *inersia* seperti *accelerometer* dan *gyroscope* yang relatif lebih akurat dan dengan ukuran yang lebih kecil.

2.2.1 *Accelerometer*

Accelerometer merupakan sebuah alat yang berfungsi mengukur percepatan, mendeteksi dan mengukur getaran, dan mengukur percepatan gravitasi. *Accelerometer* mengukur percepatan menggunakan tiga sumbu yang terjadi pada objek. Percepatan merupakan perubahan kecepatan terhadap waktu. Besarnya percepatan dapat dihitung dengan persamaan 2.1.

$$\bar{a} = \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (2.1)$$

Dimana Δv merupakan perubahan kecepatan dan Δt merupakan perubahan waktu sehingga menurut satuan internasional (SI) percepatan adalah m/s^2 . Satuan yang lain yang sering digunakan adalah *g-force* (g) dan 1 g bernilai $9.80665 m/s^2$. Selain itu, *accelerometer* berfungsi sebagai alat untuk mengukur seperti rotasi dan kemiringan/ sudut yang menyebabkan adanya percepatan.

Prinsip kerja *accelerometer* secara umum sesuai dengan hukum fisika yaitu ketika suatu medan magnet yang digetakkan pada suatu konduktor atau sebaliknya konduktor di gerakkan pada medan magnet maka akan terjadi induksi elektromagnetik pada konduktor tersebut. *Accelerometer* dapat mendeteksi percepatan 1g pada titik vertikal, yang dikarenakan pergerakan horizontal *accelerometer* terhadap bumi maka *accelerometer* dapat mengukur percepatan.

Accelerometer dibagi dalam beberapa jenis berdasarkan spesifikasi yang dimiliki. Beberapa *accelerometer* menggunakan piezoelektrik yang terdiri dari struktur mikroskopis. *Accelerometer* jenis ini mengeluarkan tegangan dan selanjutnya dikonversi menjadi percepatan. Tipe *accelerometer* kapasitif, terdiri dari lempengan metal memproduksi sejumlah kapasitansi, sehingga perubahan kapasitansi akan mempengaruhi percepatan. Tipe yang lain yaitu *accelerometer* jenis *heat*

transfer, percepatan dihasilkan dari lokasi sebuah benda yang dipanaskan dan diukur ketika terjadi percepatan dengan sensor temperatur.

Secara umum, *accelerometer* memiliki beberapa spesifikasi dasar, yaitu :

a. Analog dan digital

Pada spesifikasi ini, yang diperhatikan pada *accelerometer* adalah jenis keluarannya. Keluaran *accelerometer* dibagi menjadi dua. Keluaran analog berupa tegangan pada *range* tertentu. Keluaran digital biasanya berupa *pulse width modulation* (PWM).

b. Jumlah sumbu

Spesifikasi ini berupa jumlah sumbu pada *accelerometer* yang dapat diukur. *Accelerometer* yang digunakan untuk mendeteksi percepatan untuk sumbu x, y dan z. *Accelerometer* pada pasar tersedia dalam 1, 2 atau 3 sumbu.

c. Jangkauan *output*

Spesifikasi ini merupakan jangkauan pengukuran yang dapat diukur oleh *accelerometer* dan pada umumnya dinyatakan dalam satuan $\pm g$. $+1g$ menyatakan posisi diam sensor searah dengan arah ventrikan bumi dan menghadap ke atas. $0g$ menyatakan posisi diam *accelerometer* searah dengan arah horizontal bumi. $-1g$ menyatakan posisi diam sensor searah dengan arah vertikal bumi dan menghadap kebawah.

d. *Linieritas*

Selisih maksimum dari pengukuran $+1g$ dan $-1g$ yang dihasilkan pada *accelerometer*.

e. *Sensitivitas*

Respon perubahan *output* yang dihasilkan *accelerometer* berdasarkan perubahan percepatan yang dimasukkan. Satuan dari *sensitivitas* adalah volts/g.

Penelitian tentang penggunaan *accelerometer* (Mawar, 2015) mendapatkan hasil bahwa pemilihan tipe *accelerometer* dapat mempengaruhi hasil pengukuran. Berdasarkan penelitiannya, didapatkan bahwa *accelerometer* dengan tipe MMA7361 mendapatkan hasil pengukuran yang cukup baik dengan kesalahan pengukuran yang kecil.

2.2.2 Gyroscope

Gyroscope merupakan alat yang digunakan untuk mendeteksi dan mengukur kecepatan sudut. Terdapat 3 tipe *gyroscope* yaitu *rotary gyroscope*, optikal *gyroscope* dan *vibrating structure gyroscope*.

a. *Rotary Gyroscope*

Pada tahun 1852, Foucault membuat *rotary gyroscope* untuk kali yang pertama. Prinsip kerja dari *rotary gyroscope* berdasarkan momentum sudut yaitu dengan mengamati perubahan arah pada sudut momentum. Hukum Newton II menyebutkan bahwa torsi pada benda yang berotasi merupakan rata-rata perubahan sudut momentum. Persamaan 2.2 merupakan persamaan dasar yang menggambarkan perilaku *gyroscope*.

$$\tau = \frac{dL}{dt} = \frac{d(I\omega)}{dt} = I\alpha \quad (2.2)$$

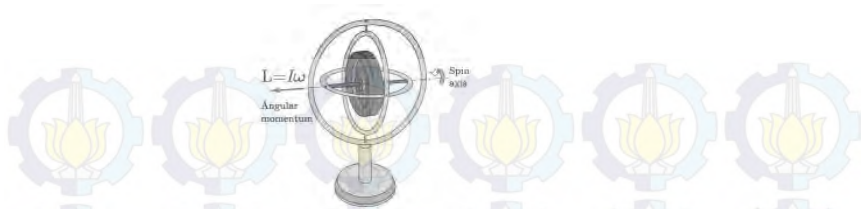
Dimana τ merupakan torsi pada *gyroscope*, L merupakan momentum sudutnya, I merupakan momen inersia, ω merupakan kecepatan sudut, dan α merupakan percepatan sudut.

Rotary gyroscope terdiri dari *rotor*, *exle* dan *gimbal* seperti pada Gambar 2.3. Selama *gyroscope* berputar, gimbal akan mempertahankan arah putaran atau rotasinya secara konstan. Ketika torsi eksternal diberikan pada salah satu sumbu, orientasi akan dipertahankan dan pengukuran kecepatan sudut dapat diukur berdasarkan fenomena *precession*. Fenomena ini terjadi ketika sebuah objek berputar pada salah satu sumbu dan pada sumbu lain yang tegak lurus dengan sumbu spin sebagai masukan sumbu diberikan torsi eksternal sehingga nilai sumbu akan mengalami lenggokan.

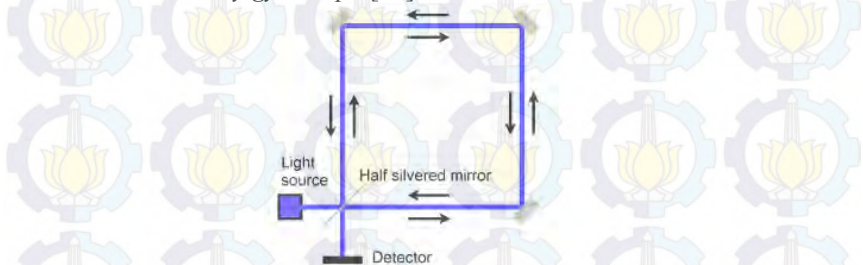
b. *Optical Gyroscope*

Setelah ditemukannya teknologi laser, *gyroscope* optik mulai dikembangkan. Prinsip kerja dari *gyroscope* ini berdasarkan prinsip *sagnac effect*. Efek ini ditunjukkan pada Gambar 2.4.

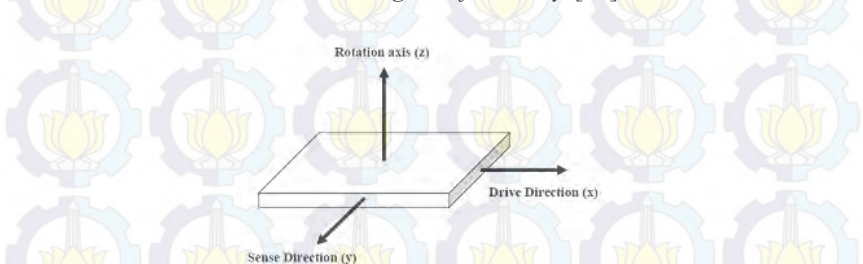
Pada sinar laser yang pertama dipantulkan oleh half silvered mirror kemudian sinar kedua melewati cermin yang lain. Kedua sinar ini akan digabungkan pada sebuah detektor. Ketika sistem berotasi, salah satu sinar akan menempuh jarak yang jauh dari pada sinar yang kedua. Perbedaan jarak ini akan dideteksi sebagai *phasa shift* oleh *interferometry* dan *phasa shift* ini berbanding lurus dengan kecepatan sudut pada sistem.



Gambar 2. 6 *Rotary gyroscope* [13]



Gambar 2. 7 *Ring interferometry* [13]



Gambar 2. 8 *Model vibrating structure gyroscope secara umum* [13]

c. *Vibrating Structure Gyroscope*

Vibrating Structure Gyroscope adalah perangkat yang dibuat dengan teknologi MEMS (*Micro-machined Electro-Mechanical Systems*) yang mudah didapatkan di pasaran dan ukurannya sangat kecil. *Vibrating Structure Gyroscope* harus digerakkan sampai beresonansi agar dapat mengukur kecepatan sudut. Penggerak ini disebut *drive direction*. Ketika sensor berotasi pada sumbunya, gaya *Coriolis* diinduksikan pada *sense direction*.

Secara umum sensor *gyroscope* mempunyai beberapa spesifikasi, yaitu:

a. *Measurement range*

Parameter ini merupakan spesifikasi dari range kecepatan sudut yang dapat diukur oleh sensor dalam *degrees per second* ($^{\circ}/\text{sec}$).

b. Jumlah sumbu

Parameter ini merupakan spesifikasi dari banyaknya sumbu yang dapat diukur. *Gyroscope* bisa digunakan untuk mendeteksi kecepatan sudut untuk sumbu x, y dan z. *Gyroscope* ada yang tersedia dalam 1, 2, dan 3 sumbu.

c. *Nonlinearity*

Parameter ini merupakan spesifikasi dari kelinearan tegangan keluaran terhadap kecepatan sudut yang sebenarnya. *Nonlinearity* diukur sebagai persentase *error* dari linearitas diatas range skala penuh atau *error* dalam *parts per million* (ppm).

d. *Working temperature range*

Parameter ini merupakan spesifikasi dari range suhu pada saat *gyroscope* digunakan atau dioperasikan.

e. *Shock survivability*

Parameter ini merupakan spesifikasi dari besarnya guncangan yang mempengaruhi linearitas dari percepatan dan kecepatan sudut yang diukur. Biasanya diukur dalam g ($1g$ = percepatan gravitasi bumi).

f. *Bandwidth*

Bandwidth pada *gyroscope* biasanya mengukur seberapa banyak pengukuran yang dilakukan tiap detik dan biasanya dinyatakan dalam Hz.

g. *Angular random walk*

Ini adalah besarnya *noise* pada *gyroscope* dan satuannya $\text{deg}/\text{hour}^{1/2}$ or $\text{deg}/\text{sec}^{1/2}$ dan dapat dianggap sebagai *variation* atau *standard deviation*.

h. *Bias*

Bias atau bias *error* rata-rata pada *gyroscope* merupakan sinyal keluaran ketika *gyroscope* dalam keadaan diam atau tidak berotasi

i. *Bias drift*

Bias drift dapat disebabkan panas dari suhu sekitar maupun dari *gyroscope* itu sendiri yang akan bernilai konstan ataupun acak. Jika *gyroscope* digunakan untuk mengukur sudut, maka *error* pengukuran akan besar karena adanya pengintegralan dari *bias drift* ini.

j. *Bias instability*

Pada dasarnya mengukur baik tidaknya *gyroscope* yang digunakan dan didefinisikan sebagai titik minimum pada kurva *Allan Variance*, biasanya diukur dalam $^{\circ}/\text{hr}$.

Berdasarkan penelitian tentang penggunaan *gyroscope* (Mawar, 2015) didapatkan bahwa *gyroscope* dengan tipe GY35RC mendapatkan hasil pengukuran yang cukup baik dengan kesalahan pengukuran yang kecil.

2. 3. Parameter Temporal dan Kinematik *Gait*

Secara temporal, parameter-parameter yang dimaksudkan adalah waktu-waktu terjadinya *gait phase* dan *gait event* dalam satu siklus. Satu siklus *gait* penuh diawali dengan telapak kaki yang mulai menyentuh tanah (*initial contact*) dan diakhiri dengan menapaknya kembali telapak kaki yang sama ke tanah. Jadi, satu siklus *gait* kaki kanan diawali dengan pertama kali telapak kaki kanan menyentuh tanah dan diakhiri dengan kedua kali telapak kaki kanan menyentuh tanah. Parameter temporal dan kinematik masing-masing ditunjukkan pada Tabel 2.1 dan Tabel 2.2.

Tabel 2. 1 Parameter temporal dan satuannya [1]

<i>PARAMETER</i>		<i>UNIT</i>
TIC	<i>Time at initial contact</i>	%time
TFF	<i>Time at foot-flat</i>	%time
THO	<i>Time at heel-off</i>	%time
TTO	<i>Time at toe-off</i>	%time
TST	<i>Stance duration</i>	%time
TSW	<i>Swing duration</i>	%time
TCYC	<i>Cycle duration</i>	sec
CAD	<i>Cadence</i>	Stride/min

Tabel 2. 2 Parameter kinematik dan satuannya [1]

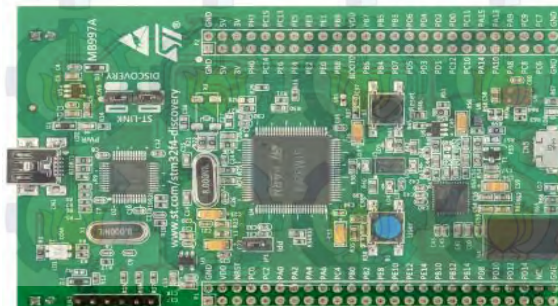
<i>JOINT</i>	<i>PARAMETER</i>		<i>UNIT</i>
HIP	<i>HIC</i>	<i>Hip joint angle at initial contact</i>	deg
	<i>MHEst</i>	<i>Maximum hip extension angle at stance phase</i>	deg
	<i>MHEsw</i>	<i>Maximum hip flexion angle at swing phase</i>	deg
KNEE	<i>KIC</i>	<i>Knee joint angle at initial contact</i>	deg
	<i>MKEst</i>	<i>Maximum knee extension angle at stance phase</i>	deg

	<i>MKE_{sw}</i>	<i>Maximum knee extension angle at swing phase</i>	<i>deg</i>
	<i>MKF_{st}</i>	<i>Maximum knee flexion angle at stance phase</i>	<i>deg</i>
	<i>MKF_{sw}</i>	<i>Maximum knee flexion angle at stance phase</i>	<i>deg</i>
ANKLE	<i>AIC</i>	<i>Ankle joint angle at initial contact</i>	<i>deg</i>
	<i>MAPF_{st}</i>	<i>Maximum ankle plantarflexion angle at stance phase</i>	<i>deg</i>
	<i>MADF_{st}</i>	<i>Maximum ankle dorsiflexion angle at stance phase</i>	<i>deg</i>
	<i>MAPF_{sw}</i>	<i>Maximum ankle plantarflexion angle at swing phase</i>	<i>deg</i>
	<i>MADF_{sw}</i>	<i>Maximum ankle dorsiflexion angle at swing phase</i>	<i>deg</i>

2. 4. Mikrokontroler ARM

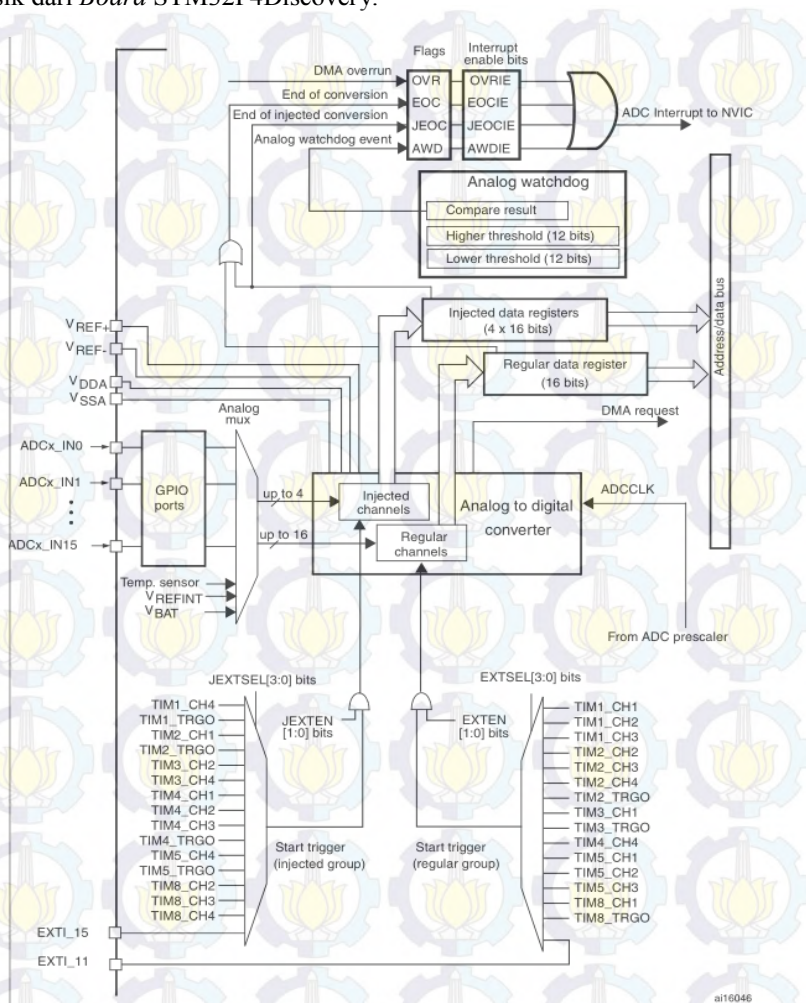
STM32F4 *discovery* merupakan modul berbasis mikrokontroler dengan arsitektur ARM 32 bit dengan prosesor STM32F407VGT6 dan termasuk sebuah ST-LINK/V2 sebagai alat debug. Filter yang dimiliki STM32F4Discovery diantaranya: ST MEMS digital microphone, audio DAC yang reintegrasi pengendali speaker kelas D, Led, tombol dan sebuah konektor USB OTG Micro-AB.

Prosesor STM32F407VGT6 mempunyai banyak fitur, diantaranya: I/O, *Timer*, ADC, DAC dan DMA. Kecepatan *clock* nya bisa mencapai 168Mhz sehingga memungkinkan untuk mengerjakan perintah program



Gambar 2. 9 *Board STM32F4Discovery* [17]

yang cukup panjang dalam cukup singkat. pada Gambar 2.9 merupakan fisik dari *Board STM32F4Discovery*.



Gambar 2. 10 Blok diagram ADC STM32F4 [17]

2.4.1 ADC Mikrokontroler

STM32F4 memiliki 3 ADC didalamnya yaitu ADC1, ADC2 dan ADC3. Setiap ADC memiliki resolusi maksimal 12 bit dan bisa diatur 10 bit, 8 bit atau 6 bit. Ada 16 pin (*channel*) yang tersedia untuk input sinyal analog dan tambahan tiga input untuk pengukuran suhu chip (*Vtemp*), tegangan referensi (*Vref*) dan tegangan baterai (*Vbat*). ADC3 hanya terhubung dengan 8 *channel* sedangkan ADC1 dan ADC2 terhubung 16 *channel* dan untuk *Vtemp*, *Vref*, serta *Vbat* hanya terhubung ke ADC1 sebagai master. Tipe ADC yang terdapat pada internal STM32 adalah tipe *Flash ADC*, sehingga waktu konversi untuk setiap blok ADC bisa mencapai 0.5 us. Blok diagram dari ADC seperti Gambar 2.11.

Berdasarkan *Application note* STM AN3116 menjelaskan tentang beberapa contoh mode operasi. ADC dapat dikonfigurasi dengan mode *single conversion* atau *continuous conversion*. Konversi dapat dilakukan untuk *single channel* atau *multiple channel*. Setiap mode dapat dipicu atau dipicu dengan menggunakan *memory-mapped register* atau *external trigger* seperti *timer*. Berikut beberapa contoh mode operasi yang dapat digunakan pada ADC STM32F4 :

1. *Single-channel & single-conversion*
2. *Multi-channel (scan) & multiple-conversion*
3. *Single-channel & continuous operation*
4. *Multi-channel (scan) & continuous operation*

Resolusi dari tiap bit ADC dapat dihitung dengan Persamaan berikut,

$$\text{resolusi} = \frac{V_{\text{reff}}}{2^n} \quad (2.3)$$

Dimana V_{reff} adalah tegangan referensi, n adalah jumlah bit ADC.

2.4.2 Timer

STM32F4 memiliki memiliki 14 *TIMER* yang dapat digunakan untuk berbagai aplikasi, antara lain, untuk membuat delay, counter, pwm, pewaktu untuk interrupt, waktu sampling adc dan lain-lain. Salah satu *Timer* 32bit adalah *Timer 2*, *Timer 2* terhubung ke APB1 bus yang mempunyai max clock 30MHz tetapi terdapat internal PLL = 2 yang membuat clock untuk *TIMER 2* menjadi 60MHz. Salah satu hal penting yang perlu diperhatikan dalam menggunakan *Timer* adalah clock input untuk *Timer* yang akan digunakan.

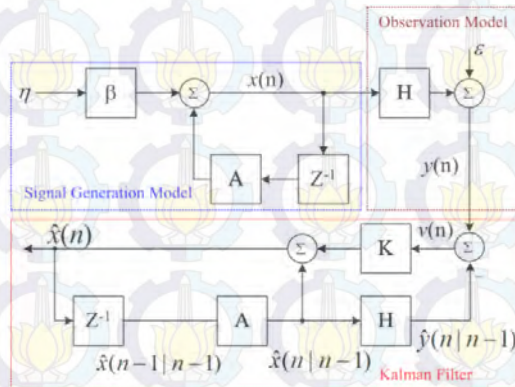
Timer digunakan sebagai pewaktu yang nilai dari *Timer* akan naik/turun(tergantung Mode) di setiap periode nya, maka dengan itu perlu mengatur register pada *Timer* yang bersangkutan agar mempunyai frekuensi sama dengan frekuensi yang diinginkan, persamaan yang berlaku pada *Timer2* adalah seperti pada Persamaan 2.4 dan Persamaan 2.5.

$$\text{Frequency Max} = \text{Clock Timer2} / (\text{TIM_Prescaler} + 1) \quad (2.4)$$

$$\text{Frequency} = \text{Frequency Max} / (\text{TIM_Period} + 1) \quad (2.5)$$

2. 5. Kalman Filter

Kalman filter merupakan salah satu metode untuk mengestimasi masalah yang kompleks dari proses yang tidak stasioner berdasarkan pada pendekatan ruang keadaannya (*state-space*). *Kalman filter* dapat mengestimasi sinyal yang menyimpang berdasarkan metoda *least square error rekursif* dan biasanya disebut estimator yang rekursif yang berarti hasil pengukuran pada keadaan sekarang dan sebelumnya dibutuhkan untuk menghitung estimasi pada keadaan sekarang. Metode ini diperkenalkan pertama kali oleh Rudolph E. Kalman (1960). Seperti yang dijelaskan sebelumnya bahwa *gyroscope* dapat mengukur sudut *tilt* dalam kondisi dinamis dengan sangat presisi tetapi cenderung melayang (*drift*) sedangkan *accelerometer* kurang stabil dalam melakukan pengukuran sudut *tilt* dalam keadaan dinamis tetapi tidak terdapat *drift*. Sehingga



Gambar 2. 11 Struktur Kalman Filter [2]

dalam penelitian digunakan *kalman filter* untuk menggabungkan data hasil pengukuran dari *gyroscope* dan *accelerometer* untuk mengestimasi sudut *tilt* yang benar.

Proses estimasi *Kalman Filter* terbagi dalam dua step yaitu "*predict*" dan "*correct*". Step "*predict*" merupakan perhitungan sudut *tilt* berdasarkan data kecepatan sudut *gyroscope* yang diintegrasikan dari waktu ke waktu selama proses pengukuran. Sedangkan step "*correct*" digunakan untuk memperbaiki *drift error* hasil pengukuran sudut *tilt* dari *gyroscope* menggunakan data hasil pengukuran sudut *tilt* dari *accelerometer*. Struktur dari *Kalman filter* yang digunakan untuk penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 2.11.

Persamaan observasi serta *noise* dari sinyal observasi ditunjukkan pada persamaan 2.6 dan persamaan 2.7.

$$x(n)=A x(n-1)+\beta \eta \quad (2.6)$$

$$y(n)=Hx(n)+\varepsilon \quad (2.7)$$

Dimana x merupakan sinyal generasi, y adalah sinyal observasi yang mengandung *noise*, A , H , η dan ε merupakan matrik dari model sinyal, matrik dari model observasi, *noise* eksitasi dan *noise* pengukuran. Penurunan persamaan *kalman filter* untuk mengestimasi nilai yang benar dari sinyal, dapat dilihat pada persamaan 2.8.

$$\hat{x}(n)=\hat{x}(n|n-1)+K(y(n)-H\hat{x}(n|n-1)) \quad (2.8)$$

Dimana K merupakan vektor penguatan dari Kalman.

Algoritma *Kalman filter* yang digunakan untuk mengestimasi sinyal yang menyimpang sehingga didapatkan hasil pengukuran yang benar adalah sebagai berikut :

1. Mendapatkan parameter A dan B merupakan matrik dari model sinyal generasi dan Q merupakan proses *noise*.

$$A=\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

$$B=\begin{bmatrix} B_1 \\ B_2 \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

$$Q=E\{\eta^2\} \quad (2.11)$$

2. Mendapatkan parameter H yang merupakan matrik dari model sinyal observasi dan R yang merupakan *observation noise*

$$H=[1 \quad 0] \quad (2.12)$$

$$R=E\{ v^2 \} \quad (2.13)$$

3. Mendapatkan data observasi $y(n)$
4. Inisialisasi

$$r(n-1|n-1) \quad (2.14)$$

5. Sinyal prediksi

$$\hat{x}(n|n-1)=A\hat{x}(n-1|n-1) \quad (2.15)$$

6. Data prediksi

$$\hat{y}(n|n-1)=H.\hat{x}(n|n-1) \quad (2.16)$$

7. *Priory error covariance calculation*

$$r(n|n-1)=A.r(n-1|n-1)A^T+BQB^T \quad (2.17)$$

8. *Kalman Gait calculation*

$$K(n)=\frac{r(n|n-1)H^T}{Hr(n|n-1)H^T+R} \quad (2.18)$$

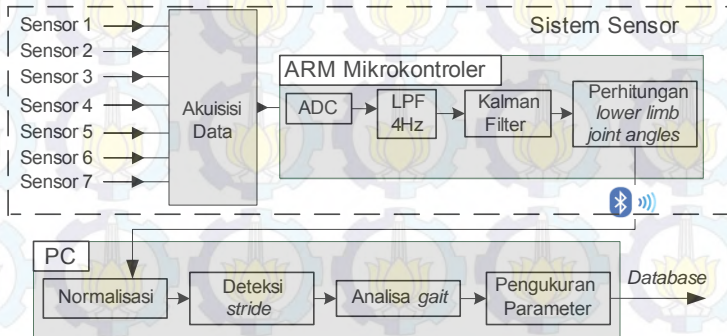
9. *Update estimasi*

$$(2.19)$$

10. *Posteriori covariance error update*

BAB III

PERANCANGAN SISTEM

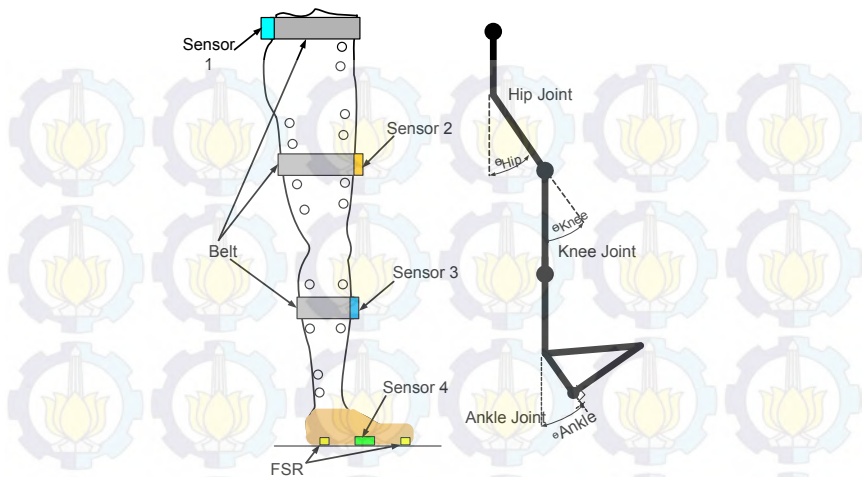


Gambar 3. 1 Diagram blok sistem

Pada bab ini akan dibahas beberapa tahap perancangan sistem yang terbagi antara perancangan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.1.

3.1. Perancangan Sistem

Sebelum pembuatan alat, terlebih dahulu dirancang sistem secara garis besar yaitu menentukan posisi peletakan perangkat *wearable sensors* pada tubuh subyek yang diperkirakan nyaman dan aman penggunaanya serta bertujuan agar perancangan konfigurasi *hardware* dan *software* lebih mudah. Sensor yang digunakan pada tugas akhir ini terdiri dari *accelerometer* dan *gyroscope* untuk mengukur sudut *tilt* dan *Force Sense Resistor* (FSR) yang digunakan untuk mengenali *gait phase*. Sistem ini dirancang menggunakan tujuh sensor *accelerometer* dan *gyroscope* yang diletakkan pada badan, paha kanan, paha kiri, betis kanan, betis kiri, telapak kaki kanan, dan telapak kaki kiri. Sedangkan FSR diletakkan pada telapak kaki kanan dan kiri. Peletakan perangkat *wearable sensors* dan nama-nama persendian tempat peletakkannya ditunjukkan pada Gambar 3.2.



Gambar 3. 2 Peletakan *wearable sensors* dan penyebutan masing-masing persendian

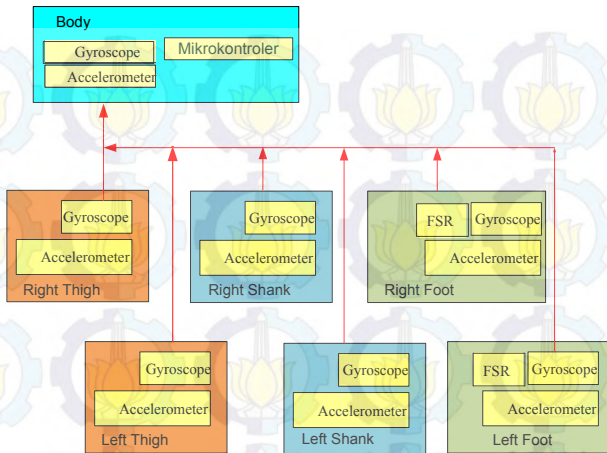
Proses yang terjadi pada masing-masing modul sensor adalah pengukuran kemiringan segmen *thigh*, *shanks*, dan *foot* oleh sensor *accelerometer* dan *gyroscope*. Pada modul sensor yang diletakkan di *foot* terdapat juga sensor FSR untuk menangkap *gait event*. Selanjutnya proses terjadi di modul akuisisi data yang didalamnya terdapat sensor 1 untuk mengukur kemiringan segmen *body*, *multiplexer*, dan mikrokontroler untuk mengolah keluaran dari setiap sensor. Perancangan perangkat lunak pada mikrokontroler berupa pembacaan ADC 12 bit, digital LPF 4Hz untuk me-*filter* keluaran FSR, filter kalman untuk memperbaiki keluaran *accelerometer* dan *gyroscope*, dan pengiriman data secara *wireless* melalui *bloetooth* HC-05. Perancangan perangkat lunak selanjutnya yang dilakukan pada PC/laptop adalah untuk menganalisa hasil pembacaan sensor-sensor tersebut untuk mendapatkan parameter temporal dan kinematik dari data *gait*. Parameter temporal yang dimaksudkan adalah terjadinya *gait phase* pada setiap siklus *gait* yang terjadi. Sedangkan yang termasuk parameter kinematik didapatkan dari sudut-sudut yang terbentuk dari persendian *hip*, *knee*, dan *ankle* dalam setiap siklus *gait* yang terjadi. Semua data yang diolah pada program ini dapat disimpan berupa file *.txt.

3.2. Penempatan Sistem Sensor



Gambar 3. 3 Pemasangan perangkat sensor pada subyek

Pemasangan modul pada segmen *body* diikat dengan ikat pinggang pada tubuh subyek. Modul sensor 2, 3, 4 dan 5 untuk *thigh* dan *shank* sisi kanan dan kiri dibuatkan sabuk agar tidak bergerak selama berjalan. Sedangkan sensor 4 dan 7 dipasangkan pada sepatu yang digunakan oleh subyek. Tujuh modul ini dihubungkan dengan 4 buah kabel yang dirancang agar nyaman digunakan oleh subyek dan tidak mengganggu proses berjalan. Pemasangan perangkat sensor yang diterapkan pada subyek ditunjukkan pada Gambar 3.3. Perlu diingat bahwa peletakan FSR di sensor 4 dan 7 harus sesuai dengan posisi tumit dan ibu jari subyek sehingga pendeteksian *gait event* dapat lebih presisi.



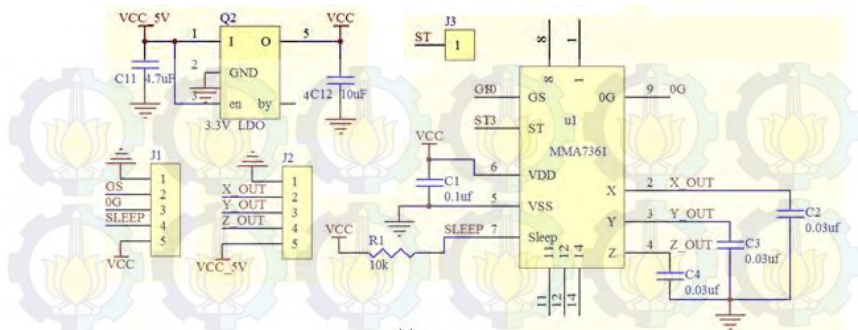
Gambar 3. 4 Diagram fungsional perangkat keras

3.3. Perencanaan Modul Sensor

Pada bagian ini akan dijelaskan mengenai sensor-sensor yang digunakan pada *hardware*, yaitu *accelerometer*, *gyroscope*, dan FSR. Modul sensor seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.4 terdiri dari tujuh bagian yang peletakannya telah ditunjukkan pada Gambar 3.3. Ketujuh modul sensor dirancang terdiri dari sebuah *accelerometer* dan sebuah *gyroscope*. Fungsi dari modul ini adalah untuk mengukur kemiringan pada masing-masing segmen *body*, *thigh*, *shanks*, dan *foot*. Pada modul yang diletakkan di *foot* masing-masing sisi ditambahkan dua FSR yang diletakkan di tempat tumit dan ibu jari pada sepatu.

3.3. 1. Accelerometer

Accelerometer digunakan untuk mengukur sudut kemiringan suatu bidang. Pada *hardware* tugas akhir ini, *accelerometer* yang digunakan adalah MMA7361L. MMA7361L merupakan *accelerometer* tiga sumbu (X,Y dan Z) yang berdaya rendah, memiliki sensitivitas yang tinggi (800mV/g @1.5g), sensitivitas dapat dipilih ($\pm 1.5g$, $\pm 6g$) dan dikemas secara *micromachined*. Sensitivitas dapat dipilih dengan memberikan logika 1 atau 0 pada pin *g-select*. Dalam pengukuran gerakan kaki



Gambar 3. 5 Rangkaian tipikal dari MMA7361

digunakan sensitivitas $\pm 1.5 \text{ g}$ ($1 \text{ g} = 9,81 \text{ m/detik}^2$). Ukuran dan rangkaian tipikal dari sensor *accelerometer* MMA7361L ditunjukkan pada Gambar 3.5. Pada tugas akhir ini digunakan dua sumbu pengukuran yaitu sumbu X dan sumbu Z. Pemilihan sumbu ini didasarkan pada arah pergerakan *lower limbs* pada gaya berjalan normal.

3.3. 2. Gyroscope

Gyroscope yang digunakan yaitu GY35RC. *Gyroscope* ini merupakan *gyroscope single axis* yang mampu mengukur kecepatan sudut ($^\circ/\text{s}$) pada sumbu *pitch* (X). Orientasi putaran sumbu, ukuran sensor serta rangkaian tipikal *gyroscope* GY-35-RC. Posisi *steady state*, orientasi putaran sumbu, ukuran sensor serta rangkaian tipikal *gyroscope* GY-35-RC ditunjukkan pada Gambar 3.6.

Gyroscope dapat digunakan untuk mengukur sudut kemiringan suatu bidang dengan mengintegalkan kecepatan sudut yang didapatkan dari *gyroscope*. Persamaan integral diskrit untuk mendapatkan sudut *gyroscope* ditunjukkan pada Persamaan 3.2 dan Persamaan 3.3.

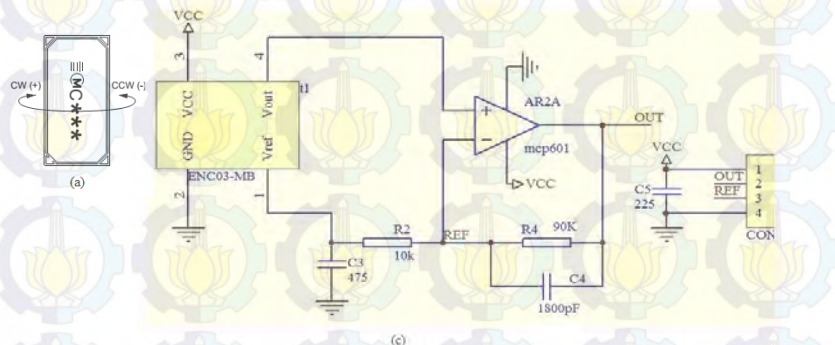
$$\theta_k = \theta_{k-1} + \omega_k \cdot dt \quad (3.1)$$

$$\omega_k = \frac{V_{0k} - V_{\text{bias}}}{S_g} \quad (3.2)$$

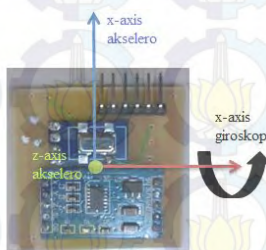
Dimana θ_k = posisi sudut kemiringan bidang yang diukur pada waktu ke k, ω_k = kecepatan sudut *gyroscope* pada waktu ke k, V_{0k} = tegangan output *gyroscope* pada waktu ke k, V_{bias} = tegangan saat posisi *steady*

state, S_g = sensitivitas *gyroscope* dan dt = waktu sampling sistem ADC yang digunakan.

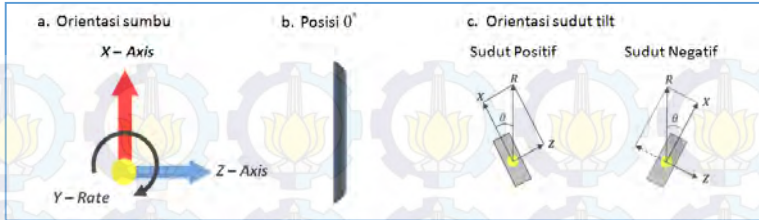
Accelerometer dan *gyroscope* dirancang dalam satu *board* menjadi sensor inersia (*inertial measurement unit*) dengan arah vektor ditunjukkan pada Gambar 3.7. Pada alat yang dirancang, digunakan tujuh sensor IMU yang diletakkan pada setiap segmen yaitu badan, paha, betis dan telapak kaki kanan dan kiri. Untuk mengukur sudut *tilt* badan, paha dan betis dipilih posisi sensor seperti Gambar 3.8, sedangkan untuk posisi kaki seperti pada Gambar 3.9.



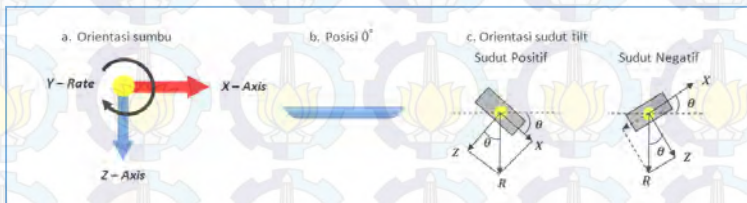
Gambar 3. 6 (a) orientasi putaran sumbu (c) rangkaian tipikal dari GY-35-RC



Gambar 3. 7 *Inertial measurement unit*



Gambar 3. 8 Posisi sensor pada badan, paha dan betis



Gambar 3. 9 Posisi sensor pada telapak kaki

Gyroscope digunakan untuk mengetahui arah dari IMU. Bila IMU bergerak searah jarum jam, maka sudut *tilt* yang dihasilkan bernilai negatif. Sebaliknya, bila IMU bergerak berlawanan arah jarum jam, maka sudut *tilt* yang dihasilkan bernilai positif. Sehingga pada segmen badan, paha, betis dan telapak kaki, sudut *tilt* dihitung berdasarkan vektor sumbu X dan Z *accelerometer* dengan Persamaan 3.4 dan Persamaan 3.5.

$$\theta_{b,t,s} = \text{ArcTan} \left(\frac{Z}{X} \right) \quad (3.3)$$

$$X = \frac{Vo_X - V_{zero_g}}{S_a} \quad (3.4)$$

$$Z = \frac{Vo_Z - V_{zero_g}}{S_a} \quad (3.5)$$

Dimana $\theta_{b,t,s}$ = posisi sudut *tilt* segmen badan, paha, betis; X dan Z adalah vektor percepatan gravitasi *accelerometer* pada sumbu X dan Z; Vo_X dan Vo_Z adalah tegangan *output accelerometer* pada sumbu X dan Z; V_{zero_g} = tegangan *output accelerometer* ketika mengalami percepatan gravitasi

nol; S_a = sensitivitas *accelerometer*. Nilai V_{zero_g} dan S_a dapat dilihat pada *datasheet*.

IMU pada segmen telapak kaki, sudut *tilt* dihitung berdasarkan vector sumbu X dan Z *accelerometer* dengan persamaan 3.7.

$$\theta_f = \text{ArcTan}\left(\frac{Z}{X}\right) - 90^\circ \quad (3.6)$$

dimana θ_f adalah posisi sudut *tilt* segmen *foot* dalam satuan radian, Z dan X dapat dihitung menggunakan persamaan (3.4) dan (3.5). Perhitungan sudut *tilt* dari *gyroscope* perlu disesuaikan dengan mengalikan -1 pada *gyro rate* yang dihasilkan agar tanda orientasi sudut menjadi sama dengan sudut hasil perhitungan *accelerometer*.

3.3.3. Force Sensing Resistor (FSR)

Sinyal kontak antara kaki dan lantai dapat digunakan untuk menentukan fase *gait* dan *gait event*. Fase *gait* dapat dibagi menjadi 2 fase yaitu fase berdiri (*stance phase*), kaki menyentuh tanah dan fase berayun (*swing phase*), dimana kaki tidak lagi kontak dengan tanah. Untuk mendapatkan data fase *gait* mulai dari awal kaki menyentuh tanah, dilanjutkan dengan fase berayun sampai kaki menyentuh tanah lagi (siklus berjalan) maka diperlukan pemasangan sensor yang dipasang pada telapak kaki yaitu pada bagian *heel* dan *toe*. Untuk mendapatkan informasi fase *gait* digunakan dua pasang sensor *Force Sensitive Resistor* (FSR) buatan INTERLINK Electronics, yang ditempatkan pada tumit (*heel*) dan ibu jari kaki (*toe*) sebelah kiri dan kanan. Sedangkan *gait event* dibagi menjadi 4 yaitu *initial contact* ketika salah satu dari dua FSR pada satu telapak kaki terinjak. Selanjutnya *foot-flat* yang ditandai dengan terinjaknya kedua FSR pada satu telapak kaki, *heel-off* yang terjadi ketika FSR pada tumit tidak lagi terinjak, dan *toe-off* ketika kedua FSR pada satu telapak kaki tidak lagi terinjak.

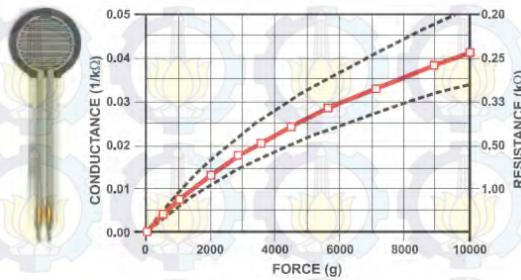
Force sensing resistor (FSR) merupakan sensor dari bahan *polymer thick film* (PTF) yang akan mengalami perubahan resistansi jika adanya gaya pada permukaan aktif FSR. Resistansi FSR mengalami penurunan jika meningkatkan gaya terhadap permukaan aktif FSR. Sebaliknya jika gaya pada permukaan aktif FSR melemah maka resistansi akan mengalami kenaikan.

Perubahan resistansi FSR terhadap perubahan gaya seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.10, jika gaya yang diberikan pada permukaan aktif FSR semakin besar maka resistansi semakin kecil. Sehingga

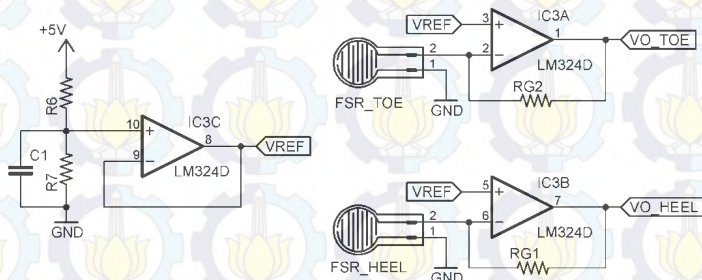
dirancang rangkaian perubah arus ke tegangan untuk mengkonversi gaya terhadap FSR ke nilai tegangan. Rangkaian konversi gaya pada permukaan FSR ke tegangan ditunjukkan pada Gambar 3.11 dengan persamaan *output* yang ditunjukkan pada persamaan 3.7.

$$V_{OFSRtoe,FSRheel} = V_{ref} \left(1 + \frac{R_g}{R_{FSR}} \right) \quad (3.7)$$

Dimana $V_{OFSRtoe,FSRheel}$ merupakan tegangan output dari op-amp yang akan digunakan sebagai output sensor. V_{ref} merupakan tegangan referensi yang digunakan untuk menaikkan nilai minimum sensor FSR ketika tidak diterapkan gaya apapun pada permukaan FSR. Tegangan referensi dipilih bernilai sekitar 1 volt dan diperoleh nilai $R7 = 1K\Omega$, $R6 = 4 K\Omega$. Untuk penguatan rangkaian diatur ketika FSR diberi beban maksimum nilai tegangan output harus dibawah 3,3 volt dan diperoleh nilai $R_G = 1 K\Omega$.



Gambar 3. 10 FSR dan grafik perubahan resistansi terhadap perubahan gaya (0-10kg)



Gambar 3. 11 Rangkaian pengubah arus ke tegangan FSR dengan tegangan referensi

3.4. Rangkaian Lengkap Modul Akuisisi Data

Seperti yang telah diuraikan, modul sensor pada tugas akhir ini dibagi menjadi 7 bagian yang diletakkan pada segmen *body*, *thigh* kanan dan kiri, segmen *shank* kanan dan kiri, serta segmen *foot* kanan dan kiri. Pada segmen *body* dilengkapi dengan mikrokontroler STM32F4Discovery yang digunakan untuk mengolah data dari seluruh sensor dan untuk mengirimkan data hasil pengolahan ke PC/laptop dengan komunikasi *wireless* melalui modul *bluetooth*. Mikrokontroler didesain dengan performa dan kecepatan transfer data yang tinggi. Spesifikasi yang lain sebagai berikut:

- Arsitektur : 32 bit mikrokontroler
- Kemasan : *micro chip*
- Maksimum CPU speed : 210DMIPS/1.25DMIPS/Mhz
- Internal ADC 12 bit -15 kanal.

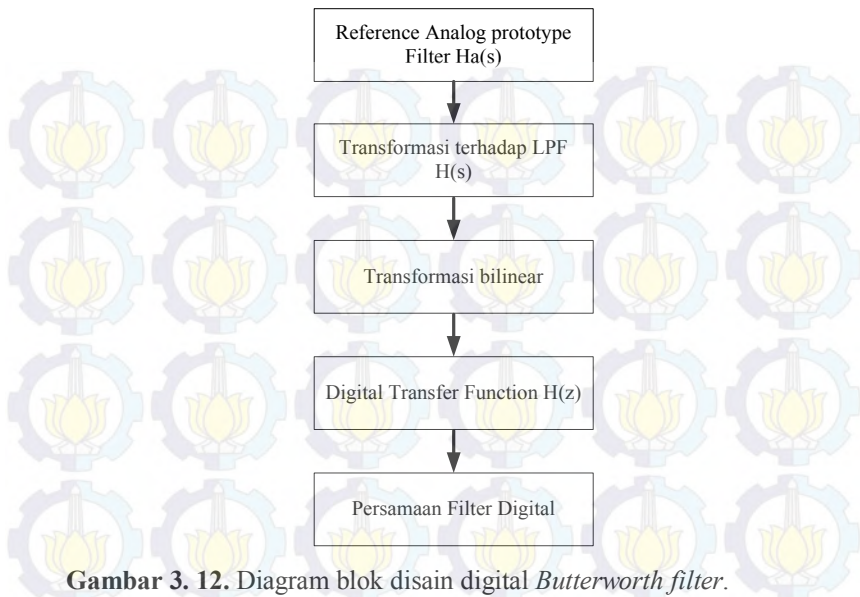
Pada perangkat keras yang dirancang terdapat 18 sensor yang digunakan, antara lain 4 buah FSR, 7 buah *gyroscope* dan 7 buah *accelerometer* dengan 2 kanal sumbu yang digunakan (sumbu X dan Z). Sehingga dibutuhkan modul akuisisi data dengan 25 kanal analog sedangkan mikrokontroler yang digunakan memiliki 15 kanal analog. Oleh karena itu diperlukan IC multiplexer analog untuk mengatasi masalah ini. IC multiplexer analog yang digunakan adalah 74HC4053. IC 74HC4053 memiliki tiga buah multiplexer/demultiplexer 2 kanal. Setiap multiplexer/demultiplexer memiliki dua *input/output*, sebuah *common input/output*, dan tiga *digital select input*. Rangkaian lengkap dari modul akuisisi data pada segmen *body* ditunjukkan pada Lampiran A.

3.5. Perancangan Perangkat Lunak pada Mikrokontroler

Pada bagian ini akan dijelaskan perancangan perangkat lunak yang dilakukan pada bagian mikrokontroler.

3.5.1. Pembacaan Sensor

Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, jumlah sensor yang digunakan pada tugas akhir ini membutuhkan 25 kanal ADC untuk proses pembacaan data sehingga dibutuhkan adanya multiplexer untuk mengakuisisi data dari seluruh sensor. Keluaran multiplexer inilah yang akan dibaca oleh ADC mikrokontroler. Pada tugas akhir ini, pembacaan data sensor dilakukan dengan menggunakan fitur DMA (*Direct Memory Access*) untuk mempercepat prosesnya. ADC yang digunakan merupakan



Gambar 3. 12. Diagram blok disain digital *Butterworth filter*.

ADC internal dari STM32F4Discovery. Resolusi ADC yang digunakan adalah 12bit dengan frekuensi *sampling* 100Hz.

3.5.2. Perancangan Digital Butterworth Filter Orde 2

Penggunaan filter pada perangkat lunak dimaksudkan untuk mendapatkan hasil yang lebih baik mengingat hasil pembacaan sensor oleh ADC sangat *noisy*. Dalam penelitian ini, pre-processing yang digunakan adalah *digital lowpass filter* yang tujuannya untuk meredam *noise* dari keluaran sensor. Pre-processing dilakukan setelah proses digitalisasi sinyal keluaran analog dari sensor. Terdapat banyak jenis filter digital yang dapat digunakan. Dipilihnya *digital butterworth filter* sebagai *pre-processing* output sensor karena filter digital tipe ini diturunkan berdasar persamaan filter analog, sehingga lebih mudah mengatur respon frekuensi dari filter. Diagram blok untuk penurunan persamaan filter ditunjukkan pada Gambar 3.13.

- Menentukan *Analog prototype Filter $H_a(s)$*

$$H_a(s) = \frac{1}{s^2 + \sqrt{2}s + 1} \quad (3.8)$$

- Melakukan transformasi ke *lowpass filter* $H(s)$

$$H(s) = H_a(s) \Big|_{s \leftarrow \frac{s}{\omega_p}} \\ H(s) = \frac{\omega_p^2}{s^2 + \sqrt{2}\omega_p s + \omega_p^2} \quad (3.9)$$

- Melakukan transformasi filter analog ke filter digital menggunakan transformasi bilinear

$$H(z) = H(s) \Big|_{s \leftarrow \frac{2}{T} \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right)} \\ H(z) = \frac{\omega_p^2}{\left(\frac{2}{T} \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right) \right)^2 + \sqrt{2}\omega_p \frac{2}{T} \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right) + \omega_p^2} \quad (3.10)$$

Bentuk umum persamaan filter dalam transformasi z adalah sebagai berikut,

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} \\ \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}}{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}} \quad (3.11)$$

Dimana $Y(z)$ adalah output filter dan $X(z)$ adalah input filter. Nilai a_0, a_1, a_2 dan b_0, b_1, b_2 adalah koefisien filter. Setelah melakukan perhitungan pada persamaan 3.10 dan 3.11, koefisien filter dihitung dengan menggunakan persamaan 3.12 hingga 3.17.

$$a_0 = \frac{\omega_p^2 T^2}{4 + 2\sqrt{2}\omega_p T + \omega_p^2 T^2}, \quad (3.12)$$

$$a_1 = \frac{\omega_p^2 T^2}{4 + 2\sqrt{2}\omega_p T + \omega_p^2 T^2}, \quad (3.13)$$

$$a_2 = \frac{\omega_p^2 T^2}{4 + 2\sqrt{2}\omega_p T + \omega_p^2 T^2} \quad (3.14)$$

$$b_0=1, \quad (3.15)$$

$$b_1 = \frac{\omega_p^2 T^2 \cdot 8}{4 + 2\sqrt{2}\omega_p T + \omega_p^2 T^2}, \quad (3.16)$$

$$b_2 = \frac{4 - 2\sqrt{2}\omega_p T + \omega_p^2 T^2}{4 + 2\sqrt{2}\omega_p T + \omega_p^2 T^2} \quad (3.17)$$

Dimana T adalah periode sampling dalam detik dan ω_p adalah frekuensi *warping* yang dihitung dari frekuensi *cutoff* (ω_c) sesuai dengan persamaan 3.37.

$$\omega_p = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega_c T}{2}\right) \quad (3.18)$$

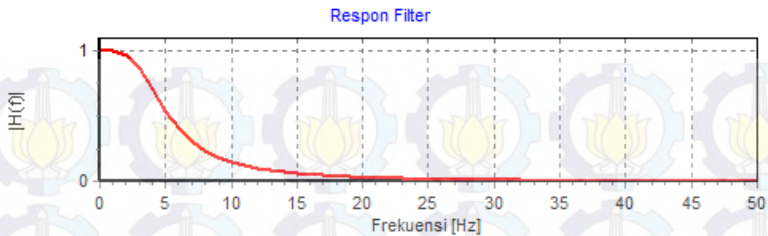
- Mencari persamaan filter digital menggunakan persamaan 3.34,

$$b_0 y(n) = b_1 y(n-1) - b_2 y(n-2) + a_0 x(n) + a_1 x(n-1) + a_2 y(n-2) \quad (3.19)$$

Untuk mempermudah perhitungan, persamaan untuk menghitung koefisien filter dapat dibuatkan program aplikasi pada komputer sehingga proses pengujian dengan frekuensi *cutoff* yang berbeda dapat dilakukan dengan cepat dan selain itu juga dapat dihitung dan ditampilkan respon frekuensi dari filter yang sudah dirancang. Contoh hasil perhitungan koefisien filter dengan frekuensi *cutoff* 4 Hz dan waktu sampling 10 mS diperoleh seperti pada persamaan 3.39.

$$y(n) = 1.6475 * y(n-1) - 0.7009 * y(n-2) + 0.0134 * x(n) + 0.0267 * x(n-1) + 0.0134 * x(n-2) \quad (3.20)$$

Dimana y adalah output filter, x adalah input filter dan n adalah sampel. Akibat dari proses pemfilteran ini, frekuensi yang lebih besar dari frekuensi *cutoff* akan teredam seperti yang ditunjukkan oleh respon frekuensi pada Gambar 3.13.



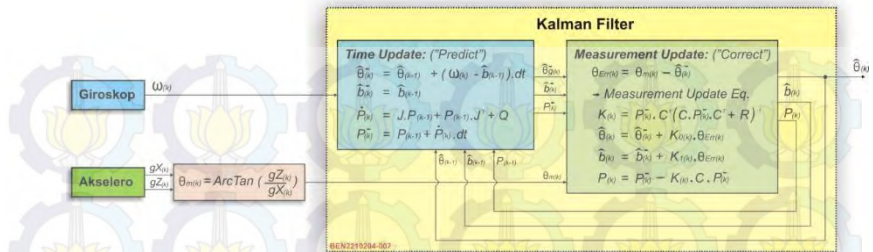
Gambar 3. 13. Respon filter dari digital *Butterworth* LPF orde 2 dengan frekuensi *cutoff* 4 Hz.

3.5.3. Algoritma Perancangan Kalman Filter

Kalman filter merupakan salah satu metode untuk mengestimasi masalah yang kompleks dari proses yang tidak stasioner berdasarkan pada pendekatan ruang keadaannya (*state-space*). *Kalman filter* dapat mengestimasi sinyal yang menyimpang berdasarkan metoda *least square error rekursif* dan biasanya disebut estimator yang rekursif yang berarti hasil pengukuran pada keadaan sekarang dan sebelumnya dibutuhkan untuk menghitung estimasi pada keadaan sekarang. Metode ini diperkenalkan pertama kali oleh Rudolph E. Kalman (1960). Seperti yang dijelaskan sebelumnya bahwa *gyroscope* dapat mengukur sudut *tilt* dalam kondisi dinamis dengan sangat presisi tetapi cenderung melayang (*drift*) sedangkan *accelerometer* kurang stabil dalam melakukan pengukuran sudut *tilt* dalam keadaan dinamis tetapi tidak terdapat *drift*. Sehingga dalam penelitian digunakan *kalman filter* untuk menggabungkan data hasil pengukuran dari *gyroscope* dan *accelerometer* untuk mengestimasi sudut *tilt* yang benar.

Proses estimasi *Kalman Filter* terbagi dalam dua step yaitu "*predict*" dan "*correct*". Step "*predict*" merupakan perhitungan sudut *tilt* berdasarkan data kecepatan sudut *gyroscope* yang diintegrasikan dari waktu ke waktu selama proses pengukuran. Sedangkan step "*correct*" digunakan untuk memperbaiki *drift error* hasil pengukuran sudut *tilt* dari *gyroscope* menggunakan data hasil pengukuran sudut *tilt* dari *accelerometer*.

Secara garis besar proses *Kalman filtering* untuk fusi *gyroscope* dan *accelerometer* dalam pengukuran sudut *tilt* suatu segmen seperti diagram blok yang ditunjukkan pada Gambar 3.14.



Gambar 3. 14. Diagram blok *Kalman filter* untuk fusi *gyroscope* dan *accelerometer* dalam pengukuran sudut *tilt* suatu segmen

3.5.4. Penurunan Persamaan Lower Limb Joint Angles

Penurunan persamaan *lower limb joint angles* dilakukan dengan menggunakan sudut *tilt* hasil pengukuran *accelerometer* yang terpasang pada segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot*. Penentuan persamaan *lower limb joint angles* dapat dinyatakan dalam persamaan 3.21 sampai 3.24.

$$\theta_b = \text{Arctan} \left(\frac{Z_b}{X_b} \right) \quad (3.21)$$

$$\theta_t = \text{Arctan} \left(\frac{Z_t}{X_t} \right) \quad (3.22)$$

$$\theta_s = \text{Arctan} \left(\frac{Z_s}{X_s} \right) \quad (3.23)$$

$$\theta_f = \text{Arctan} \left(\frac{Z_f}{X_f} \right) - \frac{\pi}{2} \quad (3.24)$$

dimana θ_b , θ_t , θ_s dan θ_f adalah sudut *tilt* segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot* terhadap vektor gravitasi, semua dalam satuan radian dan perlu dikalikan dengan $\frac{180}{\pi}$ agar satuannya menjadi derajat sehingga sama dengan hasil pengukuran sudut *tilt* oleh *gyroscope*. Sedangkan X_b , Z_b , X_t , Z_t , X_s , Z_s , X_f dan Z_f adalah vektor akselerasi sumbu X dan Z untuk masing masing *accelerometer* yang terpasang pada segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot*, semua dalam satuan g.

Berdasarkan persamaan sudut *tilt* dan sketsa vektor, persamaan *lower limb joint angles* dihitung menggunakan persamaan 3.25 hingga 3.27.

$$\theta_h = \theta_t - \theta_b \quad (3.25)$$

$$\theta_k = \theta_t - \theta_s \quad (3.26)$$

$$\theta_a = \theta_f - \theta_s \quad (3.27)$$

dimana θ_h adalah sudut sendi *hip*, θ_k adalah sudut sendi *knee* dan θ_a adalah sudut sendi *ankle*, semua dalam satuan derajat. Persamaan 3.25 sampai 3.27 diturunkan berdasarkan sketsa vektor *accelerometer* dengan asumsi permukaan kontur segmen yang lurus. Apabila permukaan kontur segmen tidak rata atau lurus, maka persamaan *lower limb angles* harus disesuaikan. Metode yang digunakan untuk melakukan penyesuaian yaitu mengukur sudut *tilt* awal tiap segmen sebelum proses pengukuran dilakukan ketika subyek berdiri tegak. Kemudian, sudut *tilt* tiap segmen dihitung terhadap sudut *tilt* awal (posisi *zero*). Sudut *tilt* awal ini juga digunakan untuk menentukan sudut awal pengukuran dari *gyroscope* tiap segmen. Dengan metode tersebut, maka persamaan 3.25 sampai 3.27 disesuaikan menjadi sebagai berikut,

$$\Delta\theta_h = \theta_h - \theta_{h,0} \quad (3.28)$$

$$\Delta\theta_k = \theta_k - \theta_{k,0} \quad (3.29)$$

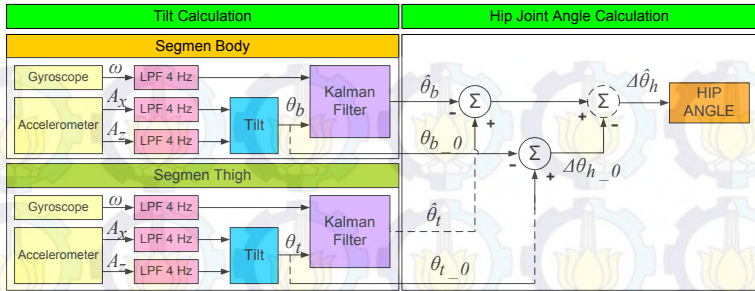
$$\Delta\theta_a = \theta_a - \theta_{a,0} \quad (3.30)$$

$$\theta_{h,0} = \theta_{t,0} - \theta_{b,0} \quad (3.31)$$

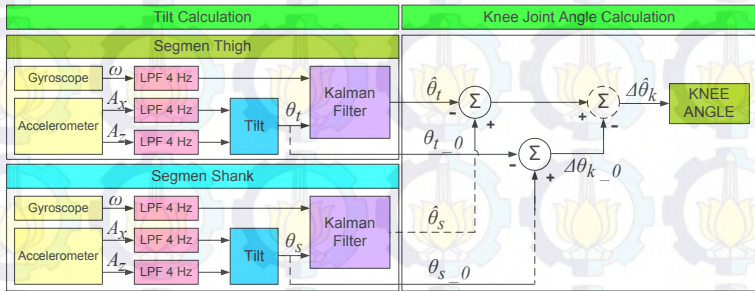
$$\theta_{k,0} = \theta_{t,0} - \theta_{s,0} \quad (3.32)$$

$$\theta_{a,0} = \theta_{f,0} - \theta_{s,0} \quad (3.33)$$

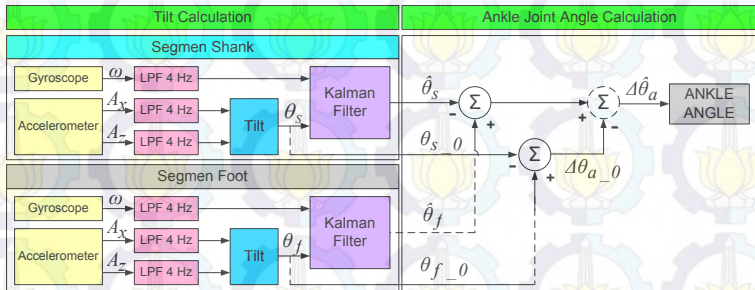
dimana simbol Δ menyatakan sudut *joint* terhadap posisi *zero*. $\theta_{h,0}$, $\theta_{k,0}$ dan $\theta_{a,0}$ adalah sudut *joint* awal (posisi *zero*) yaitu sudut *hip*, *knee* dan *ankle*. $\theta_{b,0}$, $\theta_{t,0}$, $\theta_{s,0}$ dan $\theta_{f,0}$ adalah sudut *tilt* awal tiap segmen (posisi *zero*) yaitu sudut *tilt body*, *thigh*, *shank* dan *foot*.



(a)



(b)



Gambar 3. 15. Diagram blok proses penentuan perhitungan sudut (a) hip, (b) knee dan (c) ankle.

3.5.5. Pengukuran Lower Limb Joint Angles Menggunakan Sensor Fusion

Penggabungan (*fusion*) sensor *accelerometer* dengan *gyroscope* pada pembuatan sistem sensor bertujuan agar kelemahan dari sensor

accelerometer dapat ditutupi oleh sensor *gyroscope* dan begitu juga sebaliknya. *Accelerometer* dapat memberikan pengukuran sudut kemiringan (*tilt*) yang akurat ketika sistem sedang diam (statis). Bila sistem sedang berotasi atau bergerak, *accelerometer* tidak bisa mengikuti pergerakan yang cepat dikarenakan responnya yang lambat dan memiliki *noise*. *Gyroscope* dapat membaca kecepatan sudut (*angular rate*) yang dinamis. Setelah melakukan komputasi menggunakan integral data dari waktu ke waktu, maka sudut kemiringan dapat dihitung. Tetapi sudut ini akan menjadi tidak akurat dalam jangka panjang karena efek bias (*bias offset*) yang dihasilkan oleh *gyroscope* karena pengaruh dari suhu lingkungan maupun dari sensor itu sendiri.

Keluaran analog pada setiap sensor didigitalisasi menggunakan 12 bits *internal analog to digital converter* (ADC) pada STM32. Data digital hasil konversi digunakan untuk menghitung sudut *tilt* segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot*. Besar sudut *tilt* tiap segmen akan diestimasi oleh *Kalman filter* untuk menggabungkan (fusi) *output* dari *accelerometer* dan *gyroscope*. *Output accelerometer* yang terpasang pada suatu segmen yang bergerak sangat *noisy* dan kurang dapat dipercaya bila digunakan untuk mengukur sudut *tilt* segmen tersebut. Sehingga diperlukan pre-processing *output accelerometer* sebelum proses kalman filtering.

Metode pre-processing yang digunakan adalah *digital butterworth low-pass filter order 2*, dengan frekuensi *cutoff* 4 Hz, mengingat frekuensi normal *gait* tidak lebih dari 2 Hz (2 langkah per detik). Pre-processing ini juga diterapkan pada *output FSR* dan *output gyroscope* agar hasil perhitungan *tilt gyroscope* se-fase dengan hasil *tilt accelerometer*. Proses pre-processing dan Kalman filtering dilakukan di dalam sebuah mikrokontroler. Hasil pengukuran sudut yang benar hasil estimasi *Kalman filter* pada setiap segmen digunakan untuk menentukan sudut *hip*, *knee* dan *ankle*. Diagram blok dari proses penentuan perhitungan sudut *hip*, *knee* dan *ankle* ditunjukkan pada Gambar 3.15.

Persamaan untuk perhitungan sudut *hip*, *knee* dan *ankle* berdasarkan Gambar 3.15, ditunjukkan pada persamaan 3.21 sampai 3.26.

$$\Delta \hat{\theta}_h = \hat{\theta}_t - \hat{\theta}_b - \Delta \theta_{h,0} \quad (3.34)$$

$$\Delta \hat{\theta}_k = \hat{\theta}_t - \hat{\theta}_s - \Delta \theta_{k,0} \quad (3.35)$$

$$\Delta \hat{\theta}_a = \hat{\theta}_f - \hat{\theta}_s - \Delta \theta_{a,0} \quad (3.36)$$

$$\Delta\theta_{h,0}=\theta_{t,0}-\theta_{b,0} \quad (3.37)$$

$$\Delta\theta_{k,0}=\theta_{t,0}-\theta_{s,0} \quad (3.38)$$

$$\Delta\theta_{a,0}=\theta_{f,0}-\theta_{s,0} \quad (3.39)$$

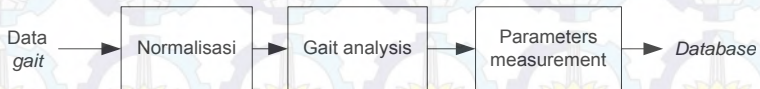
dimana $\Delta\hat{\theta}_h$, $\Delta\hat{\theta}_k$ dan $\Delta\hat{\theta}_a$ berturut-turut adalah hasil estimasi sudut *hip*, *knee* dan *ankle*. $\Delta\theta_{h,0}$, $\Delta\theta_{k,0}$ dan $\Delta\theta_{a,0}$ berturut-turut adalah sudut *hip*, *knee* dan *ankle* pada posisi awal subyek berdiri tegak. $\hat{\theta}_h$, $\hat{\theta}_t$, $\hat{\theta}_s$ dan $\hat{\theta}_f$ berturut-turut adalah *tilt* hasil estimasi *Kalman filter* pada segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot*. $\theta_{b,0}$, $\theta_{t,0}$, $\theta_{s,0}$ dan $\theta_{f,0}$ berturut-turut adalah sudut *tilt* hasil pengukuran *accelerometer* pada segmen *body*, *thigh*, *shank* dan *foot* saat posisi awal subyek berdiri tegak. Tanda garis putus-putus menyatakan bahwa nilai *zero* hanya diambil pada saat awal proses pengukuran dan nilainya terus digenggam untuk mengurangi nilai sudut saat proses pengukuran *lower limb joint angles* berlangsung.

3.5.6. Pengukuran Gait Event

Pengukuran *gait event* yang dilakukan pada mikrokontroler ini bersifat *online* atau *real time* dimana keluarannya hanya bergantung dari data *gait* sekarang. Pada tugas akhir ini, metode yang digunakan adalah *thresholding*. Data hasil pengukuran dari sensor FSR dibandingkan dengan nilai *threshold* yang ditentukan. Penentuan nilai *threshold* didasarkan pada keluaran ADC hasil pembacaan sensor FSR ketika kedua FSR dalam keadaan terinjak.

3.6. Perancangan Perangkat Lunak pada PC/Laptop

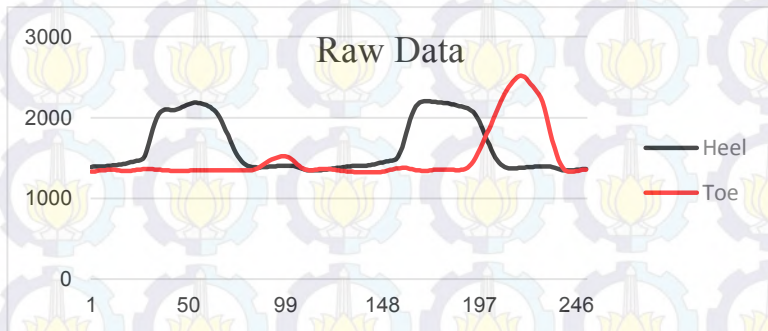
Pada bagian ini akan dijelaskan perancangan perangkat lunak yang dilakukan pada bagian PC/Laptop dengan tahapan sebagai berikut.



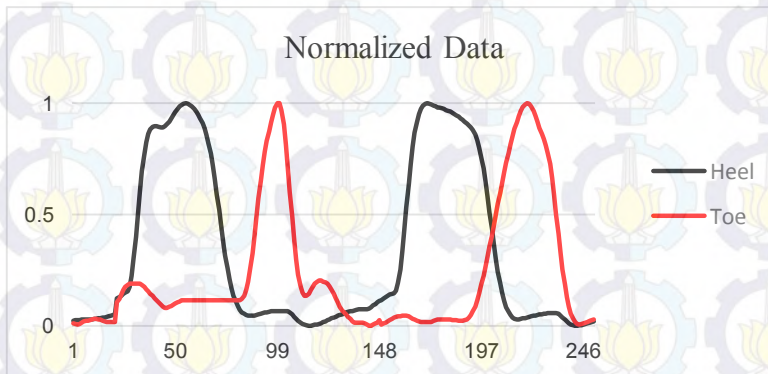
Gambar 3. 16 Diagram blok perancangan perangkat lunak pada PC/laptop

3.6.1. Algoritma Normalisasi

Normalisasi adalah proses rekonstruksi sinyal berdasarkan nilai minimum dan maksimum dari sinyal tersebut. Tujuannya adalah untuk memudahkan analisa *gait* dari setiap data *gait* hasil pengukuran. Karena *gait analysis* dilakukan berdasarkan data FSR *heel* dan *toe*, maka kedua sinyal inilah yang perlu di-normalisasi. Hal ini diperlukan mengingat data dari setiap pengukuran atau setiap subjek tidak berbeda-beda seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.18. Pada gambar, terlihat bahwa nilai minimum dan maksimum data berbeda-beda dan *baseline* dari keseluruhan data bernilai sekitar 1400 pada sumbu Y. Sehingga dibutuhkan adanya normalisasi untuk men-generalisasi data sebelum



Gambar 3. 17 Keluaran FSR *Heel* dan *Toe* sebelum dinormalisasi



Gambar 3. 18 Keluaran FSR *Heel* dan *Toe* setelah dinormalisasi

dianalisa dan mengembalikan *baseline* di titik 0 sumbu Y karena keluaran hasil rekonstruksi dari normalisasi ditetapkan antara 0 dan 1. Karena untuk melakukan normalisasi diperlukan nilai maksimum dan minimum dari data FSR *heel* dan *Toe* sehingga pengolahan ini hanya dapat terjadi secara *offline* dimana data yang akan diolah harus ditampung terlebih dahulu. Setelah mendapatkan nilai minimum dan maksimum dari masing-masing data, rekonstruksi sinyal dilakukan dengan membandingkan data terhadap nilai minimum dan maksimum dengan menggunakan persamaan berikut,

$$\text{NormHeel}[x] = (\text{heel}[x] - \text{minHeel}) / (\text{maxHeel} - \text{minHeel}) \quad (3.40)$$

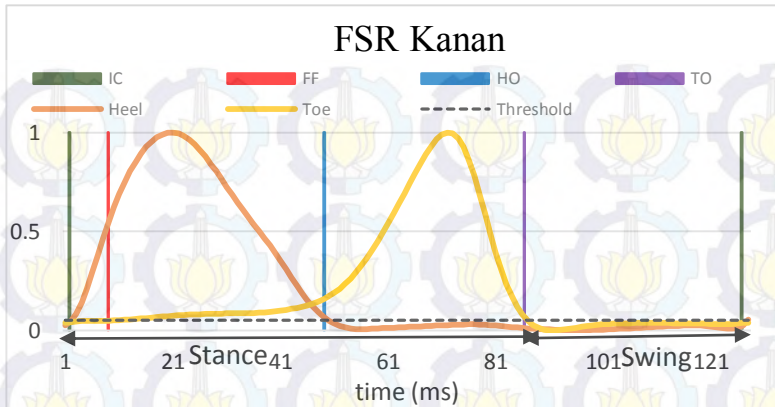
Dimana NormHeel[x] adalah data hasil normalisasi, heel[x] adalah data heel yang akan di-normalisasi, dan minHeel dan maxHeel adalah nilai penormalisasi. Hasil normalisasi data pada Gambar 3.18 ditunjukkan pada Gambar 3.19.

3.6.2. Gait Analysis

Pada bagian ini, algoritma yang dirancang terdiri dari dua bagian, yaitu *stride detection* dan *gait event detection*. *Gait event detection* adalah suatu algoritma pendeteksian *gait event* dalam setiap data hasil pengukuran. Pada perangkat lunak yang telah dirancang, pendeteksian *gait event* dilakukan dalam setiap siklus *gait (stride)*. Dalam hal ini, perangkat lunak harus mampu menganalisa per *stride* dari setiap data *gait* yang telah tersimpan, dimana satu *stride* diawali dengan *initial contact* dan diakhiri dengan terjadinya lagi *initial contact* pada kaki yang sama.

Perancangan *stride detection* dimulai dengan penentuan *threshold* untuk mendeteksi *gait event* dari data hasil normalisasi. Berdasarkan percobaan yang telah dilakukan, *threshold* yang sesuai digunakan untuk mendeteksi *gait event* adalah 5% karena dapat mengamati perubahan nilai FSR yang terinjak dan tidak sebagai bahan penentuan *gait phase* dan *gait event*.

Untuk mendeteksi *gait event*, pada awal analisa ditentukan nilai *state* adalah 2, yaitu kondisi *foot-flat*. Hal ini dikarenakan kondisi awal subyek pada pengujian adalah *foot-flat*, dimana seluruh permukaan telapak kaki menyentuh tanah. Dengan memanfaatkan nilai resistansi FSR yang berkurang ketika diinjak, maka ditentukan bahwa *initial*

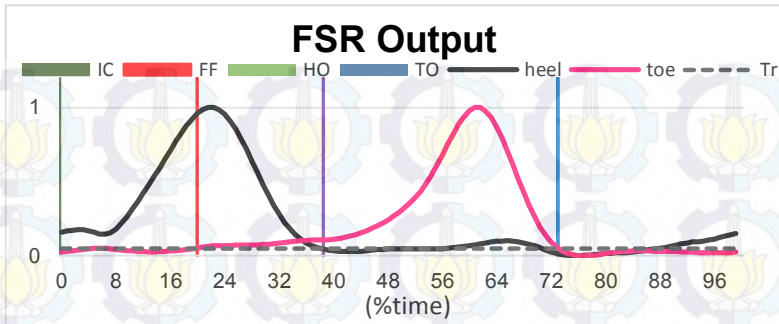


Gambar 3. 19 Pendeteksian *gait event* secara *offline*

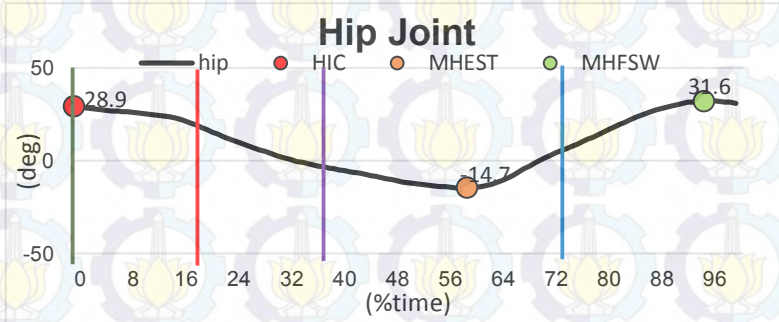
contact terjadi ketika tegangan FSR *heel* atau *toe* bergerak melebihi nilai *threshold*. Pada kondisi ini, nilai *state* ditentukan 1. *Gait event* yang terjadi setelah *initial contact* berhasil dideteksi adalah *foot-flat* dengan nilai *state* 2. *State* 1 hanya akan menjalankan algoritma untuk mendeteksi terjadinya *foot-flat*. Langkah selanjutnya adalah membandingkan nilai FSR *heel* terhadap *threshold*. Ketika nilainya berkurang hingga dibawah *threshold*, maka dapat disimpulkan bahwa FSR *heel* tidak lagi terinjak, dan pada kondisi ini *state* bernilai 3. Begitu pula ketika pendeteksian *toe-off* yang terjadi ketika nilai FSR *toe* berkurang hingga dibawah *threshold*. Kondisi ini disebut *toe-off* dengan nilai *state* adalah 4. Pendeteksian *gait event* ditunjukkan pada Gambar 3.20.

3.6.3. Algoritma Pengukuran Parameter Temporal dan Kinematik

Sebelum pembuatan *database* perlu dirancang terlebih dahulu algoritma pengukuran parameter temporal dan kinematik data *gait* hasil pengujian oleh perangkat keras. Pada tugas akhir ini, parameter temporal yang diukur antara lain terjadinya *initial contact*, *foot-flat*, *heel-off*, *toe-off* dan lamanya fase berdiri dan melayang dalam setiap *stride*. Selain itu, parameter lain yang diukur adalah lama terjadinya setiap *stride* dan banyaknya *stride* yang mungkin terjadi dalam satu menit. Hasil penerapan algoritma pengukuran parameter temporal dan kinematik ditunjukkan pada Gambar 3.21 hingga 3.24.



Gambar 3. 21 Hasil pengukuran *gait event* pada keluaran FSR

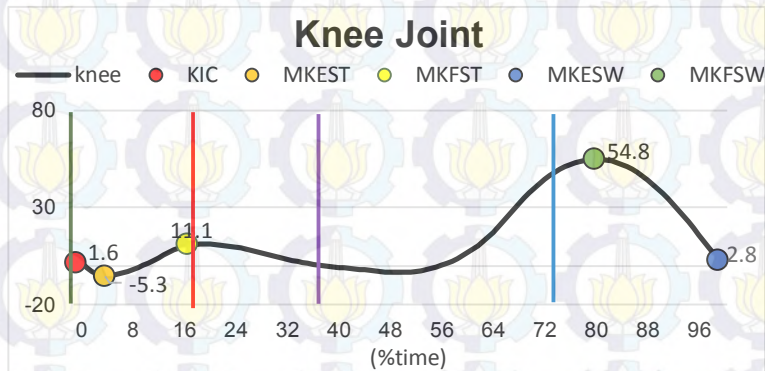


Gambar 3. 20 Hasil pengukuran parameter temporal dan kinematik pada *hip joint*

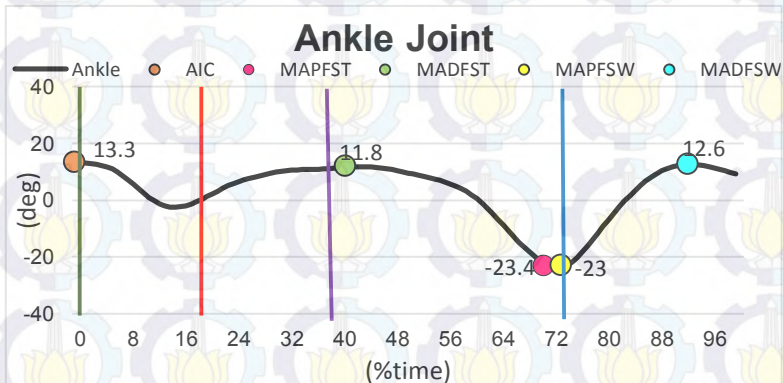
Berdasarkan Gambar 3.23 hingga 3.26 terlihat bahwa *event initial contact* menjadi acuan dimulainya prosentase pewaktuan satu *stride* sehingga parameter temporal pertama yang didapatkan adalah terjadinya *initial contact* pada 0%. Pada waktu ini, parameter kinematik yang didapatkan antara lain *hip at initial contact* sebesar 28.9°, *knee at initial contact* 1.6°, dan *ankle at initial contact* 13.3°. Selanjutnya, *event foot-flat* terdeteksi di titik 20%, *heel-off* 38%, dan *toe-off* 72%. Karena fase berdiri dimulai dari terjadinya *initial contact* hingga *toe-off*, maka didapatkan lamanya fase berdiri (*stance phase time*) dalam satu siklus tersebut adalah 72% sedangkan pada sisa waktu yang dibutuhkan dalam satu siklus adalah fase melayang sebesar 28%. Pengukuran parameter dalam fase berdiri pada bagian *hip* dilakukan untuk mencari nilai

maximum hip extension yaitu sebesar -14.7° , sedangkan pada bagian *knee* didapatkan *maximum knee extention* -5.3° dan *maximum knee flexion* 11.1° . Pada bagian *ankle* didapatkan parameter *maximum ankle plantarflexion* -23.4° dan *maximum ankle dorsiflexion* 11.1° .

Selanjutnya pada fase melayang didapatkan beberapa parameter dari masing-masing bagian *hip*, *knee*, dan *ankle* dengan rincian sebagai berikut. Pada bagian *hip* didapatkan parameter *maximum hip flexion* 31.6° , sedangkan pada bagian *knee* didapatkan parameter *maximum knee*



Gambar 3. 22 Hasil pengukuran parameter temporal dan kinematik pada *knee joint*



Gambar 3. 23 Hasil pengukuran parameter temporal dan kinematik pada *ankle joint*

extension 2.8° dan *maximum knee flexion* 54.8°, dan pada bagian *ankle* didapatkan parameter *maximum ankle plantarflexion* -23° dan *maximum ankle dorsiflexion* 12.6° Hasil pengujian ini ditunjukkan pada Tabel 3.1.

Tabel 3. 1 Hasil pengukuran parameter temporal dan kinematik

Hip	
HIC	28.9
MHEst	-14.7
MHFsw	31.6
Knee	
KIC	1.6
MKEst	-5.3
MKFst	11.1
MKEsw	2.8
MKFsw	54.8
Ankle	
AIC	13.3
MAPFst	-23.4
MADFst	11.8
MAPFsw	-23
MADFsw	12.6



[Halaman ini sengaja dikosongkan]

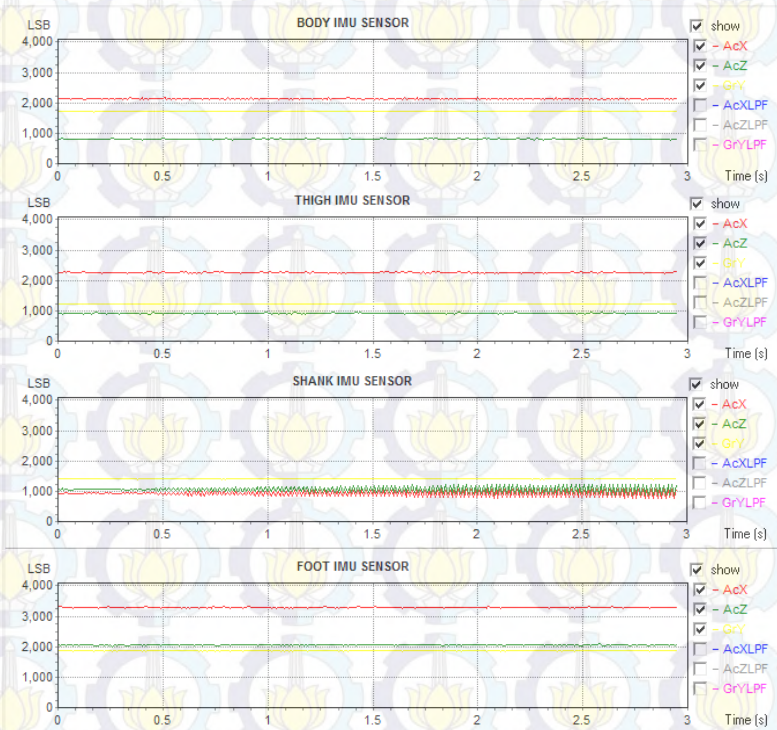
BAB IV

HASIL PENGUJIAN DAN ANALISA

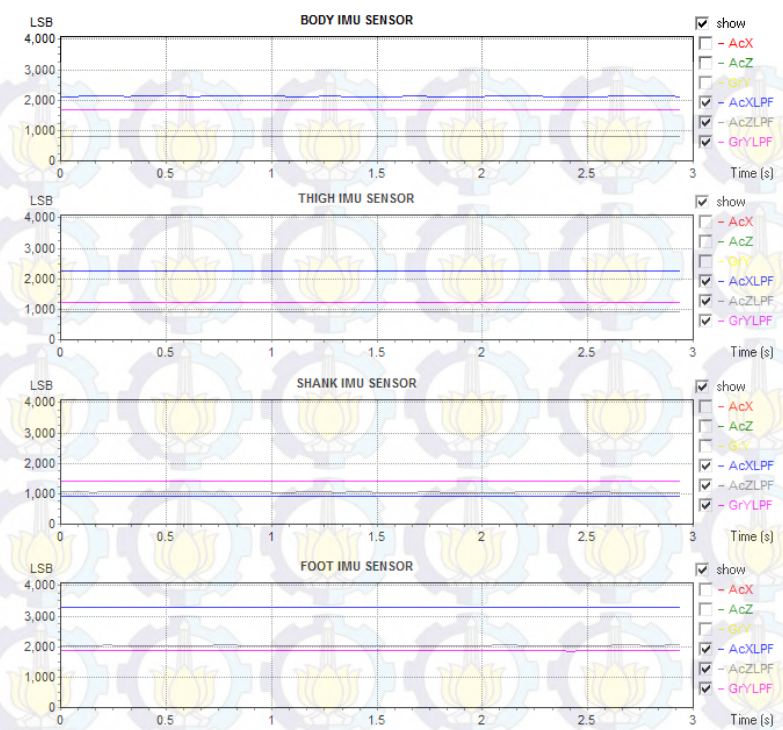
Setelah perancangan alat selesai, dilakukan beberapa percobaan untuk mengetahui sistem yang dirancang sudah sesuai dengan kinerja yang diharapkan, baik secara terpisah maupun sistem keseluruhan.

4.1 Hasil pengujian LPF 4Hz

Grafik output *accelerometer* dan *giroskop* setiap segmen *lower limb* tanpa filter *butterworth* LPF ditunjukkan pada Gambar 4.1, sedangkan grafik *output* keseluruhan sensor dengan filter digital *butterworth LPF* ditunjukkan pada Gambar 4.2. Pengukuran dilakukan pada saat sensor IMU diam.



Gambar 4. 1 Grafik *accelerometer* dan *gyroscope* pada *body*, *thigh*, *shank*, dan *foot* sisi kanan tanpa filter digital Butterworth LPF



Gambar 4. 2 Grafik *accelerometer* dan *gyroscope* pada *body*, *thigh*, *shank*, dan *foot* sisi kiri dengan filter digital Butterworth LPF

Pada data sensor tanpa LPF, terlihat hasil *accelerometer* sangat *noisy*, terutama yang terpasang pada shank. Data yang telah terfilter memiliki hasil yang lebih halus.

4.2 Pengujian *lower limb joint angles* berdasarkan dengan model statis

Untuk menguji persamaan *lower limb joint angles*, dibuat model kaki statik yang diambil dari seorang subjek dengan skala 1:1 seperti gambar 4.3. Pada setiap sendi dipasang busur derajat untuk mengukur besar sudut setiap sendi dengan jangkah pengukuran berdasarkan *range* pergerakan sudut sendi pada manusia dengan *normal gait*.

Range sudut sendi *hip* untuk *normal gait* berkisar antara -10° sampai $+40^{\circ}$, sedangkan sudut sendi *knee* berkisar antara 0° sampai $+70^{\circ}$ dan *range* untuk sudut sendi *ankle* berkisar antara -20° sampai $+40^{\circ}$.

Untuk menguji persamaan sudut sendi *hip* baik pada sisi kanan maupun kiri, sudut *hip* digerakkan mulai dari -40° sampai $+40^{\circ}$ sedangkan sudut *knee* and *ankle* dibuat tetap. Sudut *knee* dan *ankle* dikunci agar tidak berubah atau berada pada sumbu 0° . Hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.4 untuk pengujian pada sisi kanan dan Gambar 4.5 untuk pengujian pada sisi kiri.

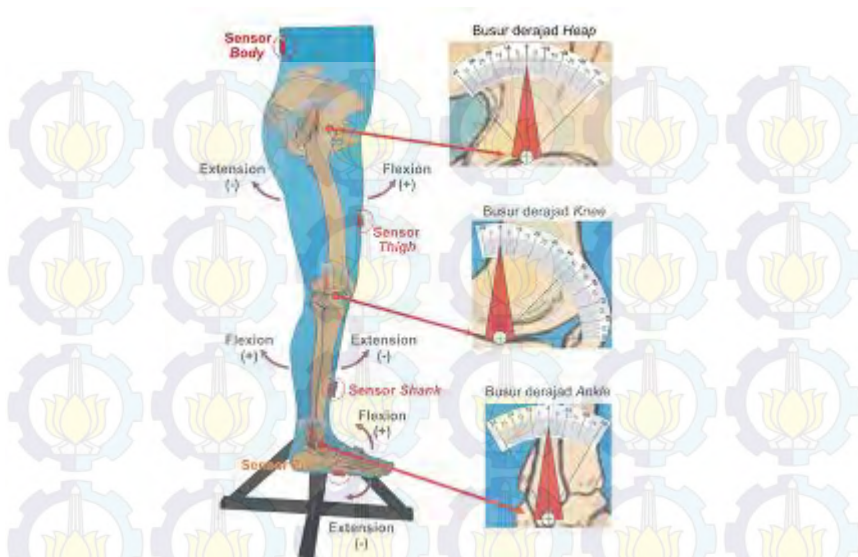
Pengujian persamaan sudut sendi *knee* baik pada sisi kanan maupun sisi kiri, dilakukan dengan menggerakkan sudut *knee* mulai dari -10° sampai $+75^{\circ}$, untuk sudut *hip* dan *ankle* dibuat tetap. Sehingga sendi *hip* dan *ankle* pada posisi *zero*. Hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.6 untuk pengujian sudut *knee* pada sisi kanan dan Gambar 4.7 untuk pengujian sudut *knee* pada sisi kiri.

Sedangkan untuk menguji sudut sendi *ankle* baik pada sisi kanan maupun sisi kiri, sudut *ankle* digerakkan mulai dari -30° sampai $+30^{\circ}$ sedangkan sudut *hip* dan *knee* dibuat tetap. Sehingga sendi *hip* dan *knee* pada posisi *zero*. Hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.8 untuk pengujian sudut *ankle* pada sisi kanan dan Gambar 4.9 untuk pengujian sudut *ankle* pada sisi kiri. Sudut referensi yang digunakan dalam pengujian merupakan sudut yang terbentuk dari derajat busur pada model kaki statik pada Gambar 4.3.

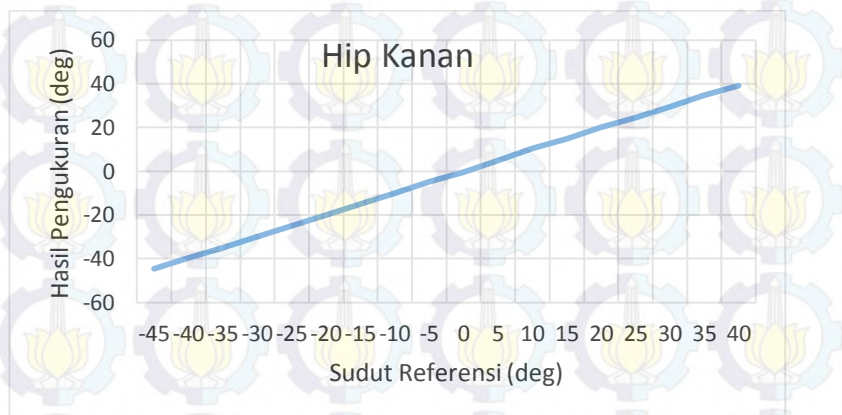
Pada pengujian persamaan sudut sendi *hip* pada sisi kanan, didapatkan nilai *root mean square error* (RMSE) sudut sendi *hip* pada sisi kanan terhadap pembacaan busur derajat *hip* = 0.323393° . Pada pengujian RMSE sudut sendi *knee* pada sisi kanan = 0.336425° . Pada pengujian RMSE sudut sendi *ankle* pada sisi kanan = 0.378255° .

Pada pengujian persamaan sudut sendi *hip* pada sisi kiri, didapatkan nilai RMSE sudut sendi *hip* pada sisi kiri terhadap pembacaan busur derajat *hip* = 0.523874° . Pada pengujian RMSE sudut sendi *knee* pada sisi kiri = 0.655744° . Pada pengujian RMSE sudut sendi *ankle* pada sisi kiri = 0.516646° .

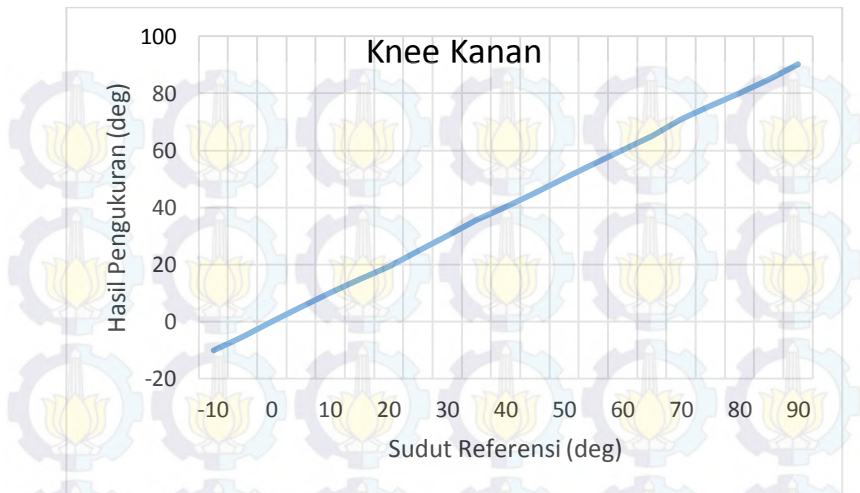
Hasil RMSE yang didapatkan dari pengujian sisi kanan dan kiri menunjukkan nilai yang relatif kecil menandakan bahwa sensor modul sensor telah mampu bekerja dengan baik.



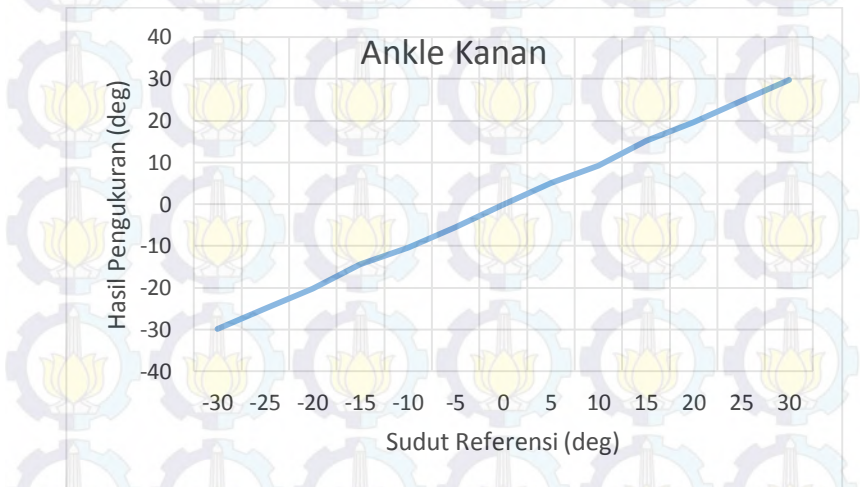
Gambar 4. 3 Model Statis *Lower Limb* untuk Persamaan *Joint Angles* [2]



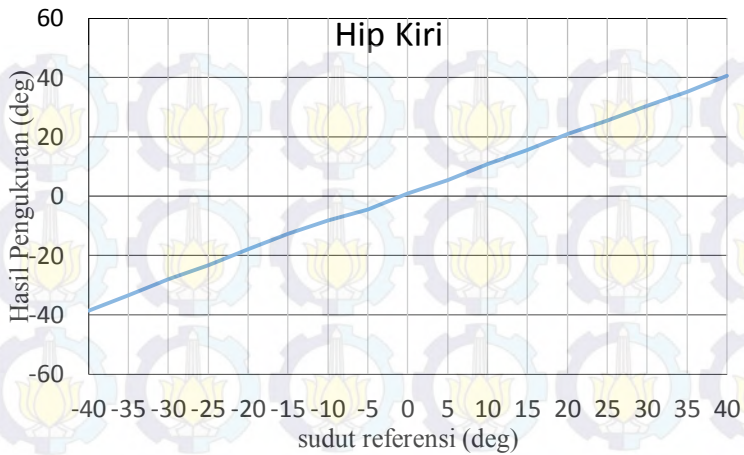
Gambar 4. 4 Pengukuran sudut *hip joint* pada sisi kanan



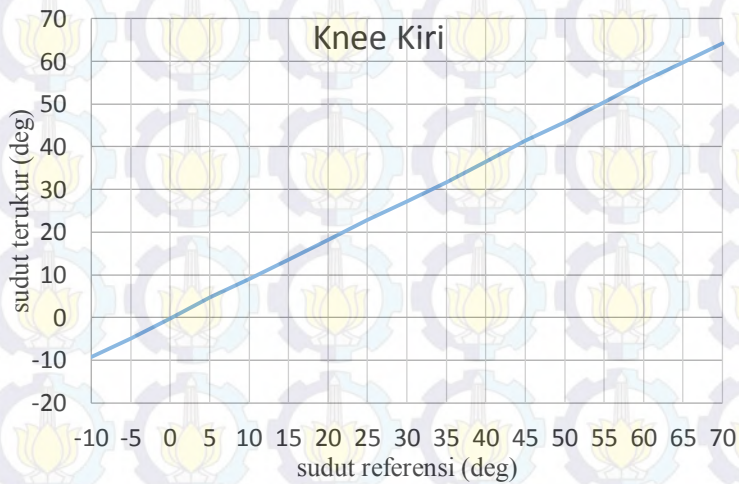
Gambar 4. 5 Pengukuran sudut *knee joint* pada sisi kanan



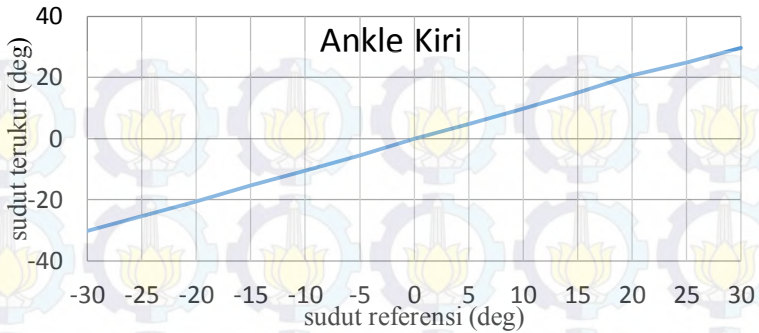
Gambar 4. 6 Pengukuran sudut *ankle joint* pada sisi kanan



Gambar 4. 7 Pengukuran sudut *hip joint* pada sisi kiri



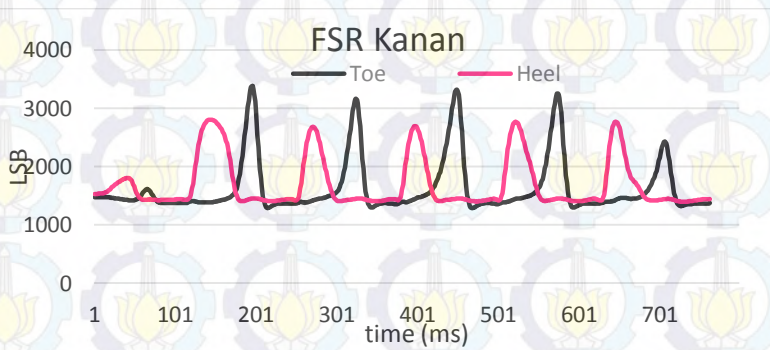
Gambar 4. 8 Pengukuran sudut *knee joint* pada sisi kiri



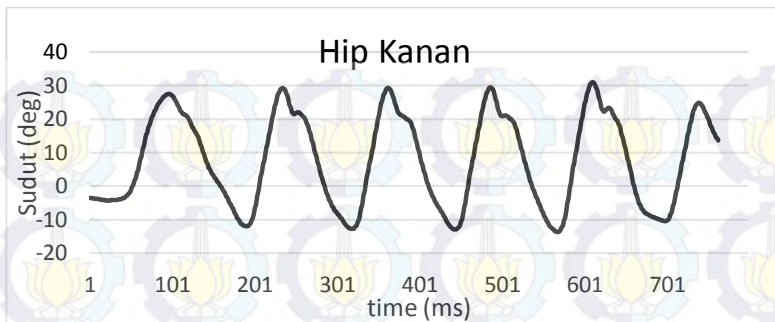
Gambar 4. 9 Pengukuran sudut *ankle joint* pada sisi kiri

4.3 Hasil Pengujian Integrasi Perangkat Keras pada Subjek Berjalan

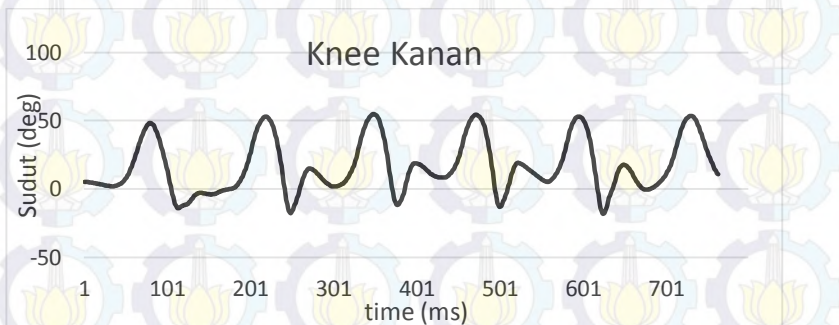
Hasil pengujian sistem dengan subjek berjalan dapat dilihat pada Gambar 4.11 pengukuran sudut sendi *hip* pada sisi kanan subyek A, 4.12 pengukuran sudut sendi *knee* pada sisi kanan subyek A, 4.13 pengukuran sudut *ankle* pada sisi kanan subyek A, 4.15 pengukuran sudut sendi *hip* pada sisi kiri subyek A, 4.16 pengukuran sudut sendi *knee* pada sisi kiri subyek A, 4.17 pengukuran sudut *ankle* pada sisi kiri subyek A. Pengukuran fase *gait* pada subyek A ditunjukkan pada Gambar 4.10 untuk sisi kanan dan 4.14 untuk sisi kiri. Pengukuran dilakukan pada jalan datar.



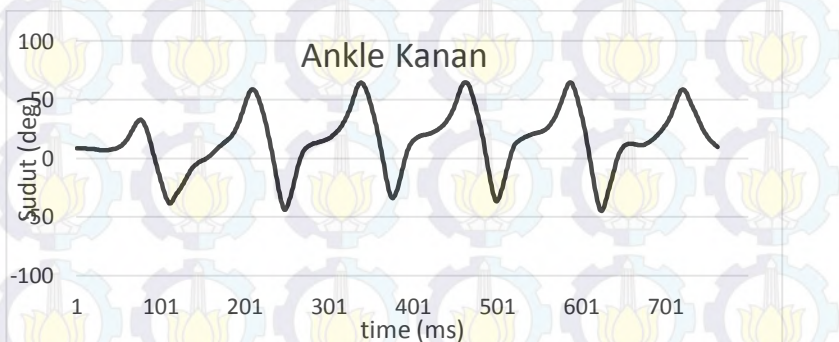
Gambar 4. 10 Pengukuran fase *gait* pada sisi kanan subyek A



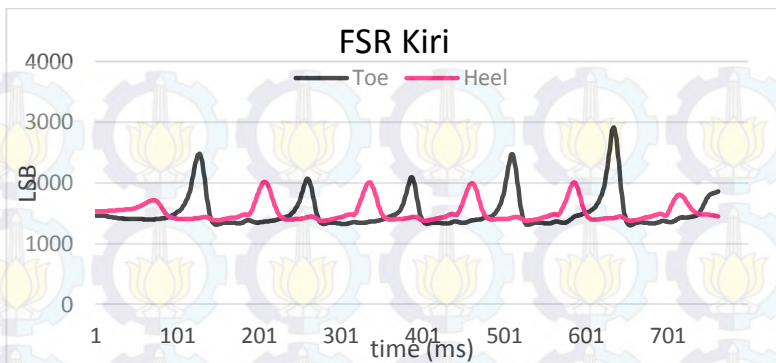
Gambar 4. 11 Pengukuran sudut sendi *hip* pada sisi kanan subyek A



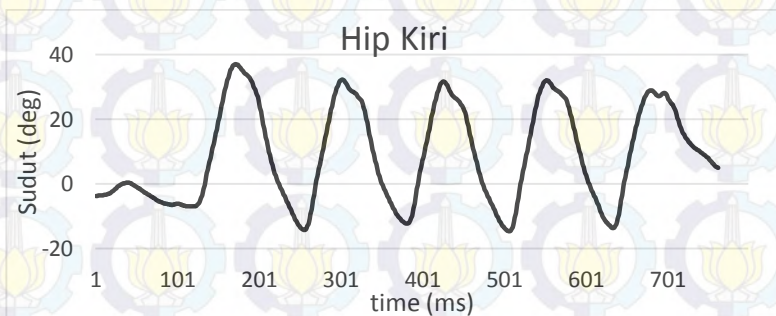
Gambar 4. 12 Pengukuran sudut *knee* pada sisi kanan subyek A



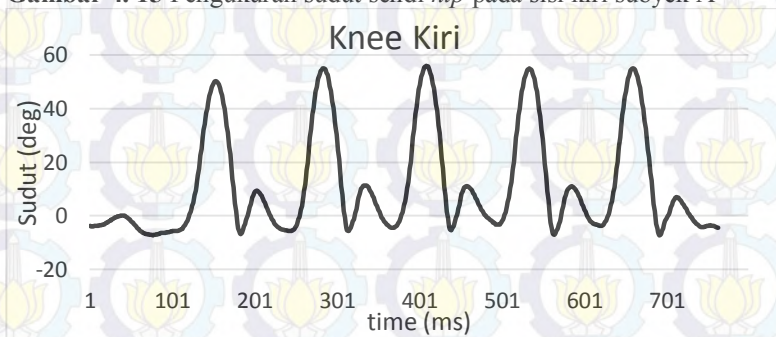
Gambar 4. 13 Pengukuran sudut *ankle* pada sisi kanan subyek A



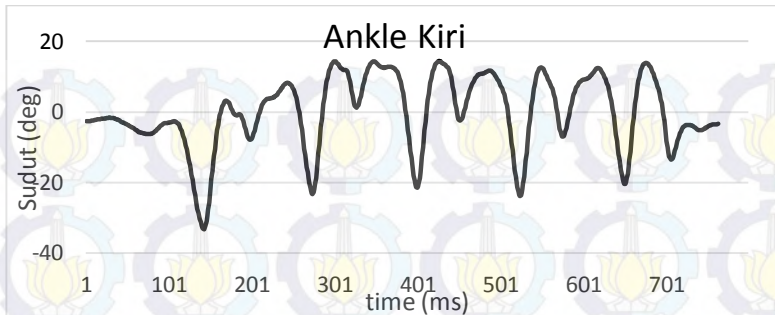
Gambar 4. 14 Pengukuran fase *gait* pada sisi kiri subyek A



Gambar 4. 15 Pengukuran sudut sendi *hip* pada sisi kiri subyek A



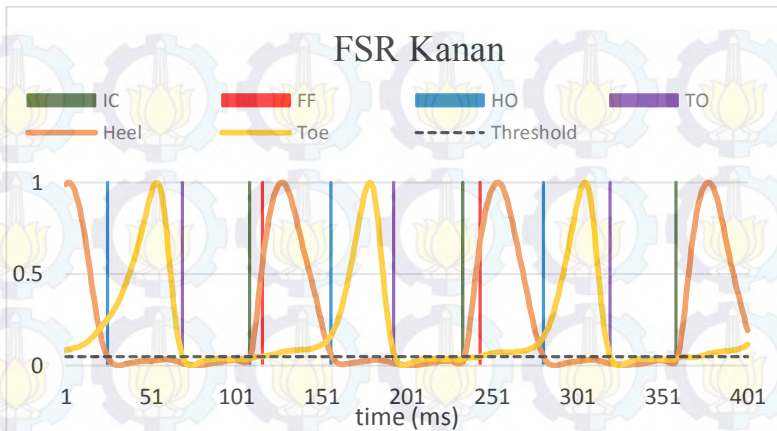
Gambar 4. 16 Pengukuran sudut *knee* pada sisi kiri subyek A



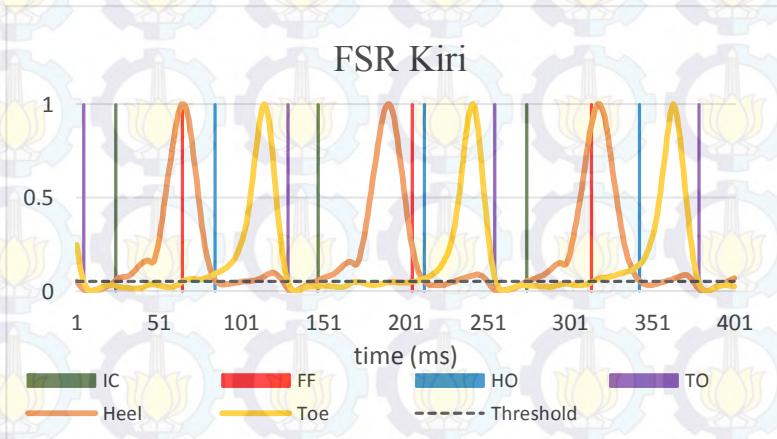
Gambar 4. 17 Pengukuran sudut *ankle* pada sisi kiri subyek A

4.3. 1 Hasil Pengujian *Gait Event Detection*

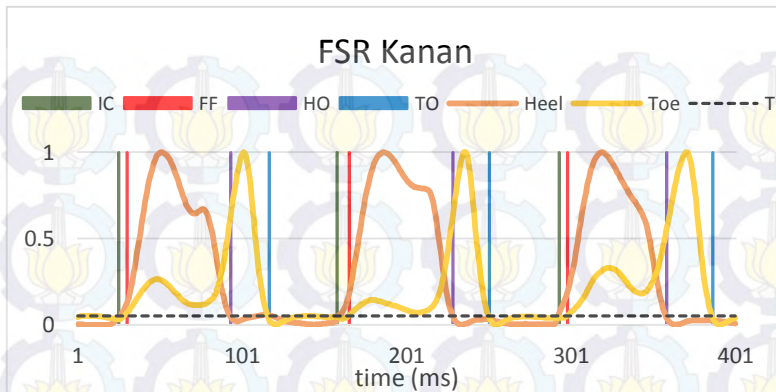
Pengujian dilakukan dengan melakukan analisa terhadap data hasil pengujian untuk melihat apakah perangkat lunak yang dirancang dapat mengenal *gait event* atau tidak. Pengujian dilakukan pada tiga gaya berjalan berbeda. Pengujian pertama dilakukan pada gaya berjalan datar subyek A yang ditunjukkan pada Gambar 4.18 untuk pendeteksian *gait event* sisi kanan dan Gambar 4.19 untuk *gait event* sisi kiri. Berdasarkan Gambar 4.18 dan 4.19 dapat dilihat bahwa perangkat lunak menangkap adanya dua siklus *gait* penuh pada masing-masing sisi kanan dan kiri dengan *gait event* yang berbeda untuk setiap sisi. Untuk *stride* pertama dari masing-masing sisi dapat dianalisa bahwa ketika tumit sisi kanan hendak menginjak lantai, atau yang disebut *initial contact*, sisi kiri hendak dalam fase melayang ditandai dengan telah terdeteksinya *event heel-off*. Selanjutnya, ketika seluruh permukaan telapak kaki sisi kanan menginjak lantai dan *event foot-flat* terjadi, sisi kiri mencapai fase melayang karena terdeteksinya *event toe-off*. Pada saat ini, fase *gait* kedua sisi *lower limbs* berada pada kondisi yang berlawanan terhadap lantai. Kondisi ini bertahan hingga telapak kaki sisi kiri mulai menginjak lantai yang diikuti dengan terangkatnya tumit sebelah kiri sehingga sisi kiri dan kanan sama-sama mengalami fase berdiri. *Event* selanjutnya yang terdeteksi pada sisi kanan adalah terangkatnya ibu jari sisi kanan yang disebut dengan *toe-off*. Pada kondisi ini, sisi kanan berada pada fase melayang. Sebaliknya, yang terjadi pada sisi kiri adalah menapaknya seluruh permukaan telapak kaki ke lantai. Berdasarkan penjelasan ini, dapat disimpulkan bahwa kedua sisi dapat berada pada fase berdiri secara bersamaan tetapi selalu bergantian mencapai fase melayang.



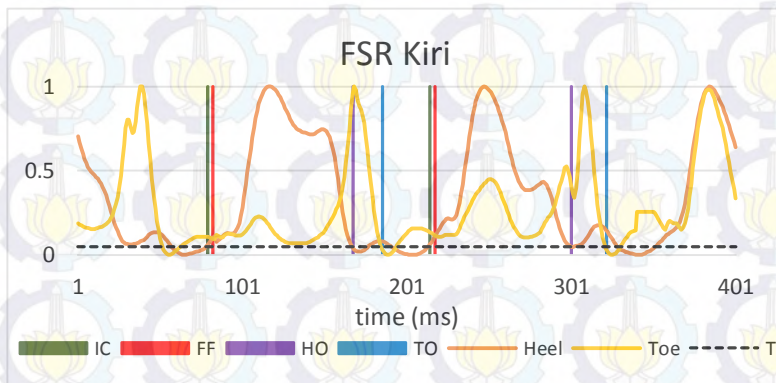
Gambar 4. 18 Hasil pengujian *gait event detection* subyek A sisi kanan untuk gaya berjalan datar



Gambar 4. 19 Hasil pengujian *gait event detection* subyek A sisi kiri untuk gaya berjalan datar



Gambar 4. 21 Hasil pengujian *gait event detection* subyek A sisi kanan untuk gaya berjalan menaiki tangga

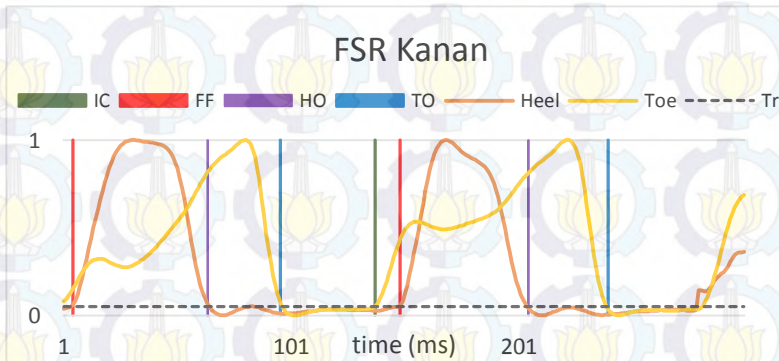


Gambar 4. 20 Hasil pengujian *gait event detection* subyek A sisi kiri untuk gaya berjalan menaiki tangga

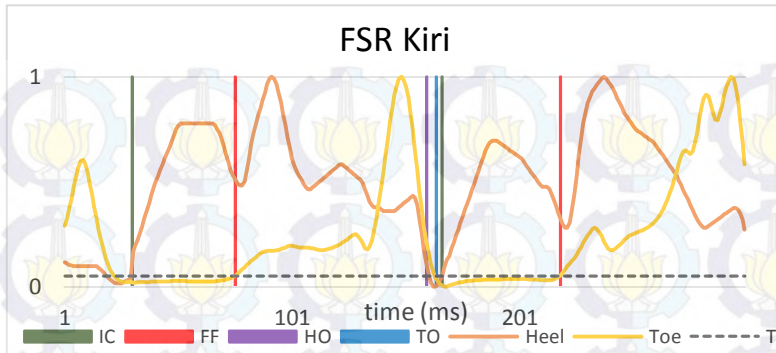
Pengujian kedua dilakukan pada gaya berjalan menaiki tangga dengan subyek yang sama. Pada Gambar 4.20 terlihat bahwa *initial contact* terjadi ketika pembacaan FSR pada tumit melebihi *threshold*. *Event foot-flat* terjadi tak lama setelah itu terlihat pada garis merah yang berdekatan dengan garis hijau. Kondisi yang terjadi selanjutnya adalah telapak kaki sisi kiri menginjak lantai dan diikuti dengan terangkatnya tumit sisi kanan dari lantai. Kemudian telapak kaki sisi kanan seluruhnya terangkat dan memasuki fase melayang, sedangkan yang terjadi pada sisi kiri adalah fase berdiri dimana seluruh permukaan telapak kaki menginjak

lantai. *Event* terakhir yang terjadi pada satu siklus *gait* sisi kanan adalah menapaknya kembali telapak kaki kanan ke lantai. Pada kondisi ini, telapak kaki sisi kiri memasuki fase melayang. Berdasarkan penjelasan tersebut, dapat disimpulkan bahwa siklus *gait* datar dan menaiki tangga hampir sama hanya berbeda pada terjadinya *event foot-flat* pada gaya berjalan menaiki tangga yang terjadi hampir bersamaan dengan *initial contact*.

Pengujian selanjutnya dilakukan pada gaya berjalan menuruni tangga dengan subyek yang sama. Hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 4.22 untuk sisi kanan dan 4.23 untuk sisi kiri. Pada gambar dapat dilihat bahwa *event initial contact* terjadi pada sisi kanan ketika ibu jari mulai menginjak lantai. Kemudian seluruh permukaan telapak kaki kanan menginjak lantai. Pada kondisi ini, tumit sisi kiri mulai menapak ke lantai dan selanjutnya seluruh permukaan telapak kaki kiri menginjak lantai sedangkan yang terjadi pada sisi kanan adalah mulai terangkatnya tumit kanan. Setelah itu, sisi kanan mulai memasuki fase melayang sedangkan sisi kiri tetap pada fase berdiri. perbedaan yang terlihat dari hasil ini dibandingkan dengan gaya berjalan datar dan menaiki tangga adalah menapaknya lebih dahulu ibu jari dibandingkan tumit.



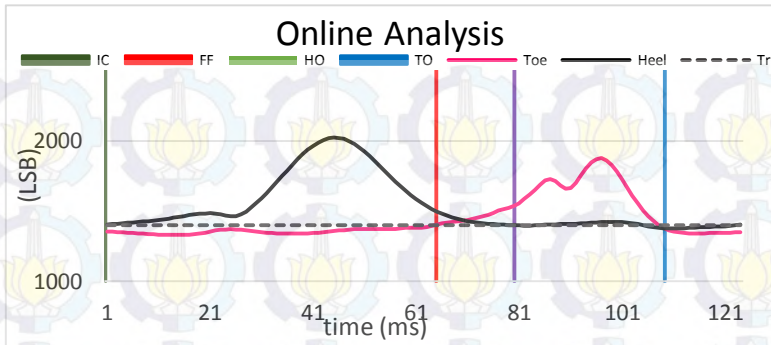
Gambar 4. 22 Hasil pengujian *gait event detection* subyek A sisi kanan untuk gaya berjalan menaiki tangga



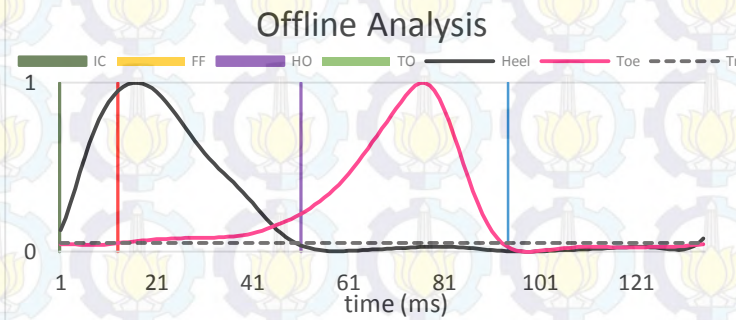
Gambar 4. 23 Hasil pengujian gait event detection subyek A sisi kanan untuk gaya berjalan menaiki tangga

4.3. 2 Perbandingan Analisa Gait secara Online dan Offline

Pengujian dilakukan untuk mengetahui perbedaan hasil analisa gait secara *online* dan *offline*. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, metode *online* dilakukan secara *real time* sehingga hasilnya didapatkan secara langsung selama pengukuran. Sedangkan metode *offline* dilakukan setelah pengukuran dilakukan. Hasil analisa gait secara *online* dapat dilihat pada Gambar 4.24 dan analisa gait secara *offline* pada Gambar 4.25. Pada gambar terlihat bahwa terjadi perbedaan pendeteksian gait event pada kedua metode. Perbedaan ini dapat terjadi karena beberapa faktor antara lain penentuan nilai *threshold* pada metode *online* yang kurang sesuai sehingga menyebabkan hasil pendeteksian kurang presisi dan tidak adanya normalisasi pada metode *online*. Proses normalisasi pada metode *offline* tentunya sangat berpengaruh pada hasil pengujian mengingat hasil pembacaan ADC pada setiap pengukuran tidak selalu sama sehingga dapat menyebabkan ketidakpresisian pendeteksian gait event. Metode *offline* tentunya lebih baik dalam pendeteksian karena adanya normalisasi untuk setiap pengukuran sehingga didapatkan range yang seragam dari hasil pembacaan FSR. Selain itu, nilai *threshold* yang ditentukan berdasarkan nilai maksimum hasil normalisasi pada metode *offline*, membuat metode ini berlaku untuk setiap pengukuran karena sifatnya adaptif dan general. Faktor lain yang menyebabkan perbedaan diantara kedua metode ini adalah adanya algoritma *stride detection* pada metode *offline*. Algoritma ini memperkecil terjadinya kesalahan pendeteksian gait event dengan memperkecil lebar sinyal yang dianalisa.



Gambar 3. 25 Hasil analisa *gait* secara *online*



Gambar 3. 24 Hasil analisa *gait* secara *offline*

Hal ini dapat dilihat bahwa pada kedua gambar terlihat perbedaan penentuan terjadinya *initial contact*. Pada metode *offline*, didapatkan bahwa *initial contact* terjadi tepat ketika hasil pembacaan FSR pada *heel* beranjak naik sedangkan pada metode *online* terdapat pergeseran karena nilai *threshold* kurang tinggi. Perbedaan pendeteksian *gait event* yang didapatkan dari kedua metode juga dapat disebabkan oleh perbedaan *baseline* antara FSR *heel* dan *toe* pada metode *online*.

4.3. 3 Hasil Pengujian Pengukuran Parameter Temporal dan Kinematik

Pengujian dilakukan untuk melihat kemampuan perangkat lunak menganalisa hasil pengujian untuk mendapatkan data temporal dan

kinematik dari data *gait*. Pengujian dilakukan dengan 10 subyek masing-masing dua *trial* pada tiga gaya berjalan berbeda. Tabel 4.1 menunjukkan keterangan subyek yang terlibat dalam pengujian. *Database* temporal dan kinematik sisi kanan untuk gaya berjalan datar dilampirkan pada Tabel B.1 hingga B.4 dan Tabel B.5 hingga B.8 untuk sisi kiri. *Database* temporal dan kinematik untuk gaya berjalan menaiki tangga dilampirkan pada Tabel B.9 hingga B.12 untuk sisi kanan dan Tabel B.13 hingga B.16 untuk sisi kiri. *Database* temporal dan kinematik untuk gaya berjalan menuruni tangga dilampirkan pada Tabel B.17 hingga B.20 untuk sisi kanan dan Tabel B.21 hingga B.24 untuk sisi kiri. Berdasarkan tabel data hasil pengukuran, didapatkan perbedaan antara sisi kiri dan kanan. Hal ini dapat terjadi karena beberapa faktor, antara lain gaya berjalan pada subyek yang tidak sama untuk sisi kiri dan kanan, ketelitian sensor, dan peletakan sensor yang kurang sesuai.

Tabel 4. 1 Keterangan subyek

Jenis Kelamin	Jumlah	Usia (tahun)	Tinggi badan (cm)	Berat Badan (kg)
Laki-laki	6	22 ± 0.63	169.17 ± 3.66	57.17 ± 4.83
Perempuan	4	23 ± 1.16	153.25 ± 4.79	39 ± 4

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

- Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa sistem analisa *gait* yang dirancang untuk tiga gaya berjalan yang berbeda berhasil dilakukan dengan hasil yang lebih presisi dibandingkan dengan sistem *online analysis*. Hal ini disebabkan oleh beberapa faktor antara lain penentuan nilai *thresholding* pada metode *online* yang kurang sesuai, perbedaan *baseline* untuk hasil pembacaan ADC pada keluaran sensor FSR yang tidak sama, dan adanya algoritma normalisasi pada metode *offline* yang meningkatkan kepresisian hasil analisa. Selain itu, pada metode *online* hanya didapatkan parameter temporal terjadinya *gait event* sedangkan pada metode *offline* lebih banyak parameter yang dapat dianalisa dari data *gait* yang sama.
- Kelebihan dari metode *online* adalah hasilnya yang didapatkan secara *real time* sehingga dapat diketahui secara langsung selama pengukuran.
- Berdasarkan pengujian gaya berjalan datar yang dilakukan, didapatkan rata-rata terjadinya fase berdiri 68.2% dan fase melayang 31.8%. Dalam satu siklus *gait* didapatkan rata-rata terjadinya *initial contact* pada 0.0%, *foot-flat* 7.3%, *heel-off* 37.3%, dan *toe off* 68.2%. Rata-rata siklus *gait* yang dapat terjadi dalam 1 menit adalah 49 kali dengan waktu yang dibutuhkan untuk satu siklus *gait* 1.2 detik. Rata-rata *range of motion* untuk persendian *hip* adalah -13.3 hingga 29.7 derajat, *knee* antara -15.8 hingga 53.4 derajat, dan *ankle* -19.7 hingga 14.9 derajat.
- Berdasarkan hasil pengujian gaya berjalan menaiki tangga, didapatkan bahwa fase berdiri rata-rata terjadi selama 70.3% sedangkan fase melayang adalah 31.3%. *initial contact* terjadi pada 0.0%, *foot-flat* 3.5%, *heel-off* 55.5%, dan *toe-off* 70.3%. Sementara *range of motion* untuk persendian *hip* didapatkan antara 7.8 hingga 47.6 derajat, *knee* 8.0 hingga 78.6 derajat, dan *ankle* -13.4 hingga 36.2 derajat.
- Berdasarkan hasil pengujian gaya berjalan menuruni tangga didapatkan waktu untuk fase berdiri adalah 70.3% dan fase melayang

29.7%. *Initial contact* terjadi pada 0.0%, *foot-flat* 4.8%, *heel-off* 43.2%, dan *toe-off* 70.3%. Lamanya satu siklus *gait* adalah 1.3 detik sehingga didapatkan 46 siklus yang terjadi dalam satu menit. *Range of motion* untuk persendian *hip* didapatkan antara 8.3 hingga 37.5 derajat, *knee* 13.0 hingga 92.9 derajat, dan *ankle* -10.0 hingga 39.9 derajat.

- Kelemahan dari sistem ini adalah kurang stabilnya hasil pengukuran oleh sensor FSR yang disebabkan peletakan sensor yang kurang tepat untuk setiap subyek berbeda. Sehingga harus dilakukan penyesuaian pemasangan sensor untuk setiap subyek. Selain itu hasil pengukuran sudut persendian kurang terkadang akurat karena sensor *accelerometer* cukup sensitif terhadap perubahan tegangan dan arus *supply*. Untuk mendapatkan hasil yang baik, setiap dilakukan pengujian harus dipastikan terlebih dahulu bahwa *supply* yang diberikan ke sensor sesuai dengan kondisi ketika kalibrasi sensor.

5.2 Saran

Pada penelitian selanjutnya diharapkan sistem akan dikembangkan untuk pengimplementasian data hasil pengujian *gait database*. Dengan adanya pengembangan tersebut, diharapkan nantinya dapat dibuat suatu sistem pemodelan cara berjalan manusia, baik secara *real* dalam bentuk robot atau melalui simulasi. Selain itu, pada penelitian selanjutnya diharapkan adanya data dari subyek dengan keabnormalan khusus pada anggota gerak bagian bawah sehingga pemodelan dapat dilakukan untuk gaya berjalan yang tergolong normal dan abnormal.

KESIMPULAN

- Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa sistem analisa *gait* yang dirancang untuk tiga gaya berjalan yang berbeda berhasil dilakukan dengan hasil yang lebih presisi dibandingkan dengan sistem *online analysis*. Hal ini disebabkan oleh beberapa faktor antara lain penentuan nilai *thresholding* pada metode *online* yang kurang sesuai, perbedaan *baseline* untuk hasil pembacaan ADC pada keluaran sensor FSR yang tidak sama, dan adanya algoritma normalisasi pada metode *offline* yang meningkatkan kepresisian hasil analisa. Selain itu, pada metode *online* hanya didapatkan parameter temporal terjadinya *gait event* sedangkan pada metode *offline* lebih banyak parameter yang dapat dianalisa dari data *gait* yang sama.
- Kelebihan dari metode *online* adalah hasilnya yang didapatkan secara *real time* sehingga dapat diketahui secara langsung selama pengukuran.
- Berdasarkan pengujian gaya berjalan datar yang dilakukan, didapatkan rata-rata terjadinya fase berdiri 68.2% dan fase melayang 31.8%. Dalam satu siklus *gait* didapatkan rata-rata terjadinya *initial contact* pada 0.0%, *foot-flat* 7.3%, *heel-off* 37.3%, dan *toe off* 68.2%. Rata-rata siklus *gait* yang dapat terjadi dalam 1 menit adalah 49 kali dengan waktu yang dibutuhkan untuk satu siklus *gait* 1.2 detik. Rata-rata *range of motion* untuk persendian *hip* adalah -13.3 hingga 29.7 derajat, *knee* antara -15.8 hingga 53.4 derajat, dan *ankle* -19.7 hingga 14.9 derajat.
- Berdasarkan hasil pengujian gaya berjalan menaiki tangga, didapatkan bahwa fase berdiri rata-rata terjadi selama 70.3% sedangkan fase melayang adalah 31.3%. *initial contact* terjadi pada 0.0%, *foot-flat* 3.5%, *heel-off* 55.5%, dan *toe-off* 70.3%. Sementara *range of motion* untuk persendian *hip* didapatkan antara 7.8 hingga 47.6 derajat, *knee* 8.0 hingga 78.6 derajat, dan *ankle* -13.4 hingga 36.2 derajat.
- Berdasarkan hasil pengujian gaya berjalan menuruni tangga didapatkan waktu untuk fase berdiri adalah 70.3% dan fase melayang 29.7%. *Initial contact* terjadi pada 0.0%, *foot-flat* 4.8%, *heel-off* 43.2%, dan *toe-off* 70.3%. Lamanya satu siklus *gait* adalah 1.3 detik

sehingga didapatkan 46 siklus yang terjadi dalam satu menit. *Range of motion* untuk persendian *hip* didapatkan antara 8.3 hingga 37.5 derajat, *knee* 13.0 hingga 92.9 derajat, dan *ankle* -10.0 hingga 39.9 derajat.

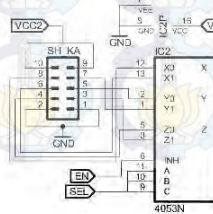
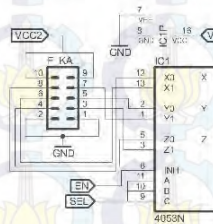
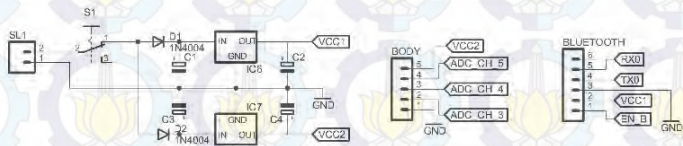
- Kelemahan dari sistem ini adalah kurang stabilnya hasil pengukuran oleh sensor FSR yang disebabkan peletakan sensor yang kurang tepat untuk setiap subyek berbeda. Sehingga harus dilakukan penyesuaian pemasangan sensor untuk setiap subyek. Selain itu hasil pengukuran sudut persendian kurang terkadang akurat karena sensor *accelerometer* cukup sensitif terhadap perubahan tegangan dan arus *supply*. Untuk mendapatkan hasil yang baik, setiap dilakukan pengujian harus dipastikan terlebih dahulu bahwa *supply* yang diberikan ke sensor sesuai dengan kondisi ketika kalibrasi sensor.

Rangkaian lengkap modul akuisisi data.

STM32F4-DISCOVERY BREAKOUT

USB

STM32F4-DISCOVERY BREAKOUT



Lampiran B

Tabel B. 1 Database temporal pengujian gaya berjalan datar sisi kanan

Sub.	Trial	IC	FF	HO	TO	Tstance	Tswing	Tcyc	Cad
A	1	0.0 ± 0.0	2.8 ± 4.0	37.3 ± 5.0	69.0 ± 0.4	69.0 ± 0.4	31.0 ± 0.4	1.3 ± 0.0	48 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	2.1 ± 2.3	37.8 ± 4.5	68.1 ± 0.9	68.1 ± 0.9	31.9 ± 0.9	1.3 ± 0.1	47 ± 2
B	1	0.0 ± 0.0	9.9 ± 2.4	37.1 ± 1.7	67.8 ± 0.3	67.8 ± 0.3	32.2 ± 0.3	1.3 ± 0.0	48 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	4.5 ± 3.3	35.6 ± 3.1	67.3 ± 1.0	67.3 ± 1.0	32.7 ± 1.0	1.2 ± 0.0	49 ± 1
C	1	0.0 ± 0.0	7.3 ± 2.2	36.1 ± 2.3	67.7 ± 0.9	67.7 ± 0.9	32.3 ± 0.9	1.3 ± 0.0	48 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	9.4 ± 5.3	33.6 ± 2.2	67.8 ± 1.0	67.8 ± 1.0	32.2 ± 1.0	1.2 ± 0.0	50 ± 1
D	1	0.0 ± 0.0	8.4 ± 1.6	37.4 ± 3.6	68.1 ± 0.8	68.1 ± 0.8	31.9 ± 0.8	1.3 ± 0.0	48 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	8.4 ± 1.3	39.4 ± 2.1	68.5 ± 1.2	68.5 ± 1.2	31.5 ± 1.2	1.2 ± 0.0	49 ± 1
E	1	0.0 ± 0.0	7.7 ± 1.3	39.2 ± 2.3	68.3 ± 0.2	68.3 ± 0.2	31.7 ± 0.2	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	6.4 ± 3.5	38.0 ± 0.7	66.8 ± 1.0	66.8 ± 1.0	33.2 ± 1.0	1.3 ± 0.1	47 ± 2
F	1	0.0 ± 0.0	7.5 ± 0.7	34.4 ± 4.1	68.2 ± 0.7	68.2 ± 0.7	31.8 ± 0.7	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	9.0 ± 0.5	35.2 ± 1.6	67.4 ± 1.2	67.4 ± 1.2	32.6 ± 1.2	1.2 ± 0.0	48 ± 2
G	1	0.0 ± 0.0	7.9 ± 4.4	39.1 ± 1.7	69.0 ± 1.0	69.0 ± 1.0	31.0 ± 1.0	1.2 ± 0.0	48 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	6.0 ± 3.2	40.2 ± 3.3	69.2 ± 1.0	69.2 ± 1.0	30.8 ± 1.0	1.2 ± 0.1	49 ± 3
H	1	0.0 ± 0.0	5.4 ± 3.2	39.5 ± 5.7	68.8 ± 1.4	68.8 ± 1.4	31.2 ± 1.4	1.2 ± 0.0	49 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	8.5 ± 2.4	38.8 ± 0.7	68.0 ± 0.4	68.0 ± 0.4	32.0 ± 0.4	1.2 ± 0.0	50 ± 1
I	1	0.0 ± 0.0	10.7 ± 2.8	35.3 ± 5.3	68.8 ± 0.6	68.8 ± 0.6	31.2 ± 0.6	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	6.9 ± 2.9	38.4 ± 1.9	68.1 ± 0.3	68.1 ± 0.3	31.9 ± 0.3	1.2 ± 0.0	50 ± 1
J	1	0.0 ± 0.0	10.5 ± 2.1	38.3 ± 4.1	68.9 ± 1.3	68.9 ± 1.3	31.1 ± 1.3	1.2 ± 0.0	50 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	7.9 ± 0.5	36.0 ± 3.8	67.7 ± 1.2	67.7 ± 1.2	32.3 ± 1.2	1.2 ± 0.0	50 ± 0
Avg		0.0 ± 0.0	7.3 ± 3.3	37.3 ± 3.4	68.2 ± 1.0	68.2 ± 1.0	31.8 ± 1.0	1.2 ± 0.0	49 ± 2

Tabel B. 2 Database kinematik pengujian gaya berjalan datar sisi kanan (*hip*)

Unit	Suby.	Trial	HIC	MHEst	MHFsw	Unit	tHIC	tMHEst	tMHFsw
Angle (deg)	A	1	21.8 ± 1.6	-11.5 ± 0.9	28.9 ± 1.3	time (%time)	0.0 ± 0.0	51.2 ± 1.9	85.6 ± 1.0
		2	21.3 ± 0.5	-12.9 ± 0.7	29.7 ± 0.8		0.0 ± 0.0	50.5 ± 1.7	84.6 ± 1.3
	B	1	23.6 ± 1.1	-11.8 ± 1.0	31.6 ± 1.3		0.0 ± 0.0	51.1 ± 0.4	84.4 ± 0.3
		2	22.3 ± 2.1	-12.5 ± 1.4	29.9 ± 1.4		0.0 ± 0.0	50.1 ± 0.9	84.3 ± 0.6
	C	1	21.8 ± 1.3	-13.7 ± 1.3	28.8 ± 1.1		0.0 ± 0.0	50.6 ± 1.0	84.9 ± 0.9
		2	21.2 ± 0.9	-13.9 ± 0.8	28.4 ± 1.2		0.0 ± 0.0	50.7 ± 1.5	85.2 ± 0.9
	D	1	22.8 ± 0.7	-12.0 ± 1.4	29.5 ± 1.6		0.0 ± 0.0	50.0 ± 0.7	84.9 ± 1.1
		2	23.2 ± 0.3	-14.1 ± 0.7	29.5 ± 0.8		0.0 ± 0.0	51.9 ± 0.6	85.6 ± 0.7
	E	1	23.0 ± 1.1	-13.5 ± 1.1	27.9 ± 0.8		0.0 ± 0.0	50.9 ± 0.8	84.7 ± 1.2
		2	23.9 ± 1.5	-13.2 ± 1.1	30.0 ± 1.5		0.0 ± 0.0	51.1 ± 1.8	84.0 ± 1.2
	F	1	22.3 ± 0.6	-13.2 ± 1.2	30.6 ± 0.8		0.0 ± 0.0	50.3 ± 1.2	85.0 ± 0.4
		2	21.5 ± 0.8	-14.5 ± 1.7	28.0 ± 1.4		0.0 ± 0.0	50.5 ± 0.7	84.4 ± 1.3
	G	1	21.2 ± 0.9	-14.3 ± 0.8	28.2 ± 0.1		0.0 ± 0.0	51.4 ± 1.2	85.7 ± 1.2
		2	22.5 ± 1.8	-14.5 ± 0.5	29.4 ± 0.8		0.0 ± 0.0	51.7 ± 2.1	86.2 ± 0.4
	H	1	18.4 ± 1.4	-13.5 ± 1.9	27.3 ± 1.4		0.0 ± 0.0	50.6 ± 2.2	84.5 ± 0.8
		2	22.1 ± 1.3	-15.1 ± 1.0	30.3 ± 1.9		0.0 ± 0.0	50.2 ± 0.7	84.7 ± 0.7
	I	1	18.7 ± 2.3	-14.7 ± 0.6	30.2 ± 2.0		0.0 ± 0.0	51.5 ± 1.4	85.6 ± 0.9
		2	21.0 ± 1.6	-14.6 ± 1.3	28.2 ± 1.3		0.0 ± 0.0	50.1 ± 0.5	84.7 ± 0.8
	J	1	20.0 ± 2.0	-14.5 ± 1.8	29.0 ± 2.9		0.0 ± 0.0	50.5 ± 1.6	85.0 ± 2.1
		2	19.2 ± 1.5	-14.9 ± 1.0	27.3 ± 2.2		0.0 ± 0.0	50.6 ± 1.3	84.0 ± 1.5
	Avg		21.7 ± 1.9	-13.3 ± 1.5	29.3 ± 1.7		0.0 ± 0.0	50.6 ± 1.3	84.3 ± 1.1

Tabel B. 3 Database temporal pengujian gaya berjalan datar sisi kanan (*knee*)

Suby.	Trial	Unit	KIC	MKEst	MKFst	MKEsw	MKFsw	Unit	tKIC	tMKEst	tMKFst	tMKEsw	tMKFsw
A	1	Angle (deg)	-11.4 ± 3.0	-11.4 ± 3.0	48.0 ± 2.7	-16.0 ± 1.3	51.1 ± 2.3	time (%time)	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	69.0 ± 0.4	96.6 ± 1.0	73.2 ± 0.5
	2		-10.9 ± 1.6	-10.9 ± 1.6	49.2 ± 1.1	-15.3 ± 3.2	53.9 ± 0.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.1 ± 0.9	96.3 ± 1.3	73.7 ± 1.6
B	1		-5.4 ± 1.7	-5.4 ± 1.7	54.4 ± 2.0	-12.5 ± 2.0	57.1 ± 1.1		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.9 ± 0.3	95.9 ± 0.4	71.6 ± 0.6
	2		-7.1 ± 3.7	-7.1 ± 3.7	54.0 ± 2.4	-10.4 ± 2.6	56.3 ± 2.2		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.3 ± 1.0	96.1 ± 0.8	70.8 ± 0.8
C	1		-7.1 ± 2.6	-7.1 ± 2.6	51.9 ± 1.7	-10.4 ± 0.9	55.2 ± 1.8		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.7 ± 0.9	96.2 ± 1.1	72.0 ± 1.5
	2		-9.3 ± 2.3	-9.3 ± 2.3	51.4 ± 1.5	-14.0 ± 2.1	54.2 ± 1.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.9 ± 1.0	96.3 ± 0.4	71.8 ± 1.2
D	1		-6.9 ± 2.2	-6.9 ± 2.2	53.5 ± 3.3	-12.7 ± 1.3	55.9 ± 2.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.1 ± 0.8	96.4 ± 0.5	71.5 ± 1.3
	2		-7.4 ± 2.4	-7.4 ± 2.4	54.6 ± 1.5	-12.1 ± 1.3	56.6 ± 1.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.5 ± 1.2	96.5 ± 0.4	71.5 ± 1.7
E	1		-5.3 ± 3.1	-5.3 ± 3.1	54.5 ± 1.7	-11.5 ± 1.3	56.4 ± 1.8		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.3 ± 0.2	96.0 ± 0.6	71.3 ± 0.5
	2		-5.5 ± 3.5	-5.5 ± 3.5	54.1 ± 1.5	-12.0 ± 2.3	57.2 ± 1.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.8 ± 1.0	95.2 ± 0.7	70.5 ± 1.1
F	1		-7.7 ± 2.0	-7.7 ± 2.0	54.3 ± 0.7	-12.5 ± 1.7	57.0 ± 0.6		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.2 ± 0.7	96.6 ± 0.3	72.0 ± 0.5
	2		-14.5 ± 0.8	-14.5 ± 0.8	46.5 ± 1.5	-20.8 ± 1.6	49.7 ± 1.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.4 ± 1.2	95.8 ± 0.9	71.2 ± 1.1
G	1		-17.4 ± 2.1	-17.4 ± 2.1	46.2 ± 2.3	-21.4 ± 1.3	48.3 ± 1.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	69.0 ± 1.0	96.6 ± 1.0	72.2 ± 0.5
	2		-16.9 ± 2.4	-16.9 ± 2.4	47.4 ± 1.6	-18.8 ± 1.6	50.6 ± 1.2		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	69.2 ± 1.1	97.6 ± 0.9	73.2 ± 0.9
H	1		-15.8 ± 1.1	-15.8 ± 1.1	49.1 ± 2.5	-19.7 ± 2.4	50.8 ± 2.0		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.8 ± 1.4	96.4 ± 1.3	71.2 ± 1.5
	2		-16.3 ± 1.9	-16.3 ± 1.9	48.0 ± 2.9	-20.5 ± 0.6	50.4 ± 3.2		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.0 ± 0.4	96.3 ± 0.5	71.7 ± 0.7
I	1		-14.6 ± 1.8	-14.6 ± 1.8	49.3 ± 1.7	-17.7 ± 4.2	53.3 ± 2.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.8 ± 0.6	98.1 ± 0.8	73.9 ± 1.6
	2		-16.9 ± 3.3	-16.9 ± 3.3	48.3 ± 2.3	-19.7 ± 0.6	51.3 ± 1.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.1 ± 0.3	96.6 ± 0.1	72.1 ± 0.3
J	1		-16.2 ± 1.9	-16.2 ± 1.9	49.4 ± 3.4	-18.6 ± 2.1	51.7 ± 3.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.9 ± 1.3	96.9 ± 0.8	72.4 ± 1.5
	2		-14.0 ± 0.5	-14.0 ± 0.5	49.3 ± 1.3	-18.7 ± 0.4	51.5 ± 1.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.7 ± 1.2	96.5 ± 0.4	70.8 ± 1.0
Avg			-11.4 ± 4.9	-11.4 ± 4.9	50.6 ± 3.4	-15.8 ± 4.1	53.4 ± 3.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.2 ± 1.0	96.4 ± 0.9	71.9 ± 1.3

Tabel B. 4 Database temporal pengujian gaya berjalan datar sisi kanan (*ankle*)

Suby.	Trial	Unit	AIC	MAPFst	MADFst	MAPFsw	MADFsw	Unit	tAIC	tMAPFst	tMADFst	tMAPFsw	tMADFsw
A	1	Angle (deg)	-33.9 ± 2.7	-33.9 ± 2.7	60.1 ± 3.2	-41.2 ± 1.6	59.1 ± 2.7	time (%time)	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.2 ± 1.1	96.2 ± 0.8	69.0 ± 0.4
	2		-31.9 ± 2.4	-31.9 ± 2.4	63.3 ± 2.9	-39.9 ± 5.4	62.7 ± 2.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.7 ± 1.1	95.7 ± 1.0	68.1 ± 0.9
B	1		-29.8 ± 2.9	-29.8 ± 2.9	66.5 ± 2.2	-40.3 ± 4.3	65.1 ± 2.2		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.9 ± 0.2	95.3 ± 0.0	67.9 ± 0.3
	2		-30.3 ± 7.0	-30.3 ± 7.0	67.6 ± 0.8	-37.2 ± 3.4	66.1 ± 1.2		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.2 ± 0.9	95.3 ± 0.8	67.3 ± 1.0
C	1		-30.8 ± 4.6	-30.8 ± 4.6	67.5 ± 2.2	-36.8 ± 2.7	66.3 ± 2.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 1.0	95.6 ± 0.7	67.7 ± 0.9
	2		-34.2 ± 3.0	-34.2 ± 3.0	66.4 ± 1.1	-42.3 ± 3.8	64.9 ± 1.2		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.8 ± 0.8	96.1 ± 0.4	67.9 ± 1.0
D	1		-31.7 ± 2.1	-31.7 ± 2.1	66.8 ± 1.0	-40.7 ± 1.9	65.5 ± 0.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.3 ± 1.0	96.0 ± 0.6	68.1 ± 0.8
	2		-34.9 ± 2.3	-34.9 ± 2.3	68.6 ± 3.3	-42.7 ± 0.7	67.0 ± 3.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.3 ± 1.3	96.2 ± 0.5	68.5 ± 1.2
E	1		-32.0 ± 3.7	-32.0 ± 3.7	68.1 ± 0.4	-40.9 ± 2.5	65.9 ± 1.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 0.3	95.4 ± 0.3	68.3 ± 0.2
	2		-30.4 ± 4.6	-30.4 ± 4.6	69.9 ± 2.4	-40.7 ± 4.2	68.8 ± 2.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.1 ± 0.9	94.8 ± 1.1	66.8 ± 1.0
F	1		-33.7 ± 2.7	-33.7 ± 2.7	69.1 ± 1.1	-41.3 ± 2.8	67.5 ± 1.1		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 0.7	95.9 ± 0.1	68.2 ± 0.7
	2		-40.6 ± 2.6	-40.6 ± 2.6	60.9 ± 1.1	-49.8 ± 3.5	59.8 ± 1.6		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 0.8	95.6 ± 0.6	67.4 ± 1.2
G	1		-44.2 ± 2.9	-44.2 ± 2.9	57.4 ± 1.5	-51.0 ± 2.9	55.7 ± 1.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.7 ± 0.6	96.4 ± 0.8	69.0 ± 1.0
	2		-43.8 ± 1.0	-43.8 ± 1.0	60.2 ± 2.5	-48.2 ± 3.1	59.2 ± 2.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.4 ± 1.2	97.0 ± 0.6	69.2 ± 1.1
H	1		-37.8 ± 2.3	-37.8 ± 2.3	57.4 ± 1.6	-46.0 ± 4.5	55.6 ± 2.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.5 ± 1.2	95.7 ± 1.1	68.8 ± 1.4
	2		-42.5 ± 2.6	-42.5 ± 2.6	60.9 ± 3.0	-49.2 ± 2.0	59.4 ± 3.2		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.9 ± 0.7	96.3 ± 0.5	68.0 ± 0.4
I	1		-40.4 ± 2.4	-40.4 ± 2.4	62.5 ± 1.3	-45.1 ± 4.8	61.2 ± 1.6		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.9 ± 0.9	97.3 ± 0.8	68.8 ± 0.6
	2		-44.1 ± 4.3	-44.1 ± 4.3	60.6 ± 1.8	-49.0 ± 0.9	59.2 ± 1.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.0 ± 0.5	96.2 ± 0.5	68.1 ± 0.3
J	1		-42.2 ± 2.9	-42.2 ± 2.9	60.3 ± 1.1	-47.8 ± 2.8	58.5 ± 1.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.4 ± 1.3	96.5 ± 0.4	68.9 ± 1.3
	2		-39.0 ± 1.7	-39.0 ± 1.7	60.9 ± 2.8	-46.2 ± 1.0	59.3 ± 2.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.6 ± 1.1	95.6 ± 0.4	67.7 ± 1.2
Avg			-36.4 ± 5.9	-36.4 ± 5.9	63.7 ± 4.4	-43.8 ± 5.1	62.3 ± 4.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.1 ± 1.0	96.0 ± 0.8	68.2 ± 1.0

Tabel B. 5 Database temporal pengujian gaya berjalan datar sisi kiri

Sub.	Trial	IC	FF	HO	TO	Tstance	Tswing	Tcyc	Cad
A	1	0.0 ± 0.0	17.3 ± 7.5	49.5 ± 5.2	83.9 ± 1.9	83.9 ± 1.9	16.1 ± 1.9	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	13.3 ± 10.5	39.3 ± 1.5	74.1 ± 1.0	74.1 ± 1.0	25.9 ± 1.0	1.3 ± 0.0	48 ± 1
B	1	0.0 ± 0.0	27.1 ± 8.9	57.3 ± 7.2	88.0 ± 1.4	88.0 ± 1.4	12.0 ± 1.4	1.2 ± 0.0	48 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	27.8 ± 7.5	55.1 ± 3.6	83.9 ± 0.8	83.9 ± 0.8	16.1 ± 0.8	1.2 ± 0.1	49 ± 2
C	1	0.0 ± 0.0	35.5 ± 6.3	52.1 ± 3.1	85.0 ± 0.8	85.0 ± 0.8	15.0 ± 0.8	1.3 ± 0.0	48 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	25.8 ± 8.8	55.2 ± 4.3	86.9 ± 1.9	86.9 ± 1.9	13.1 ± 1.9	1.2 ± 0.0	50 ± 1
D	1	0.0 ± 0.0	32.6 ± 2.1	52.3 ± 1.6	84.9 ± 1.3	84.9 ± 1.3	15.1 ± 1.3	1.3 ± 0.0	47 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	26.5 ± 8.6	58.3 ± 1.5	86.0 ± 1.5	86.0 ± 1.5	14.0 ± 1.5	1.2 ± 0.0	49 ± 1
E	1	0.0 ± 0.0	25.2 ± 8.8	54.7 ± 5.0	86.0 ± 1.7	86.0 ± 1.7	14.0 ± 1.7	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	26.9 ± 7.3	56.9 ± 7.6	87.0 ± 1.6	87.0 ± 1.6	13.0 ± 1.6	1.3 ± 0.0	47 ± 1
F	1	0.0 ± 0.0	27.7 ± 8.3	49.9 ± 3.0	85.1 ± 1.1	85.1 ± 1.1	14.9 ± 1.1	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	28.0 ± 8.2	54.2 ± 3.8	85.2 ± 2.9	85.2 ± 2.9	14.8 ± 2.9	1.2 ± 0.0	49 ± 1
G	1	0.0 ± 0.0	26.5 ± 7.8	56.3 ± 3.5	85.0 ± 2.3	85.0 ± 2.3	15.0 ± 2.3	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	24.9 ± 6.7	52.1 ± 1.8	86.6 ± 2.1	86.6 ± 2.1	13.4 ± 2.1	1.2 ± 0.0	51 ± 2
H	1	0.0 ± 0.0	20.7 ± 7.7	58.8 ± 8.8	91.5 ± 5.2	91.5 ± 5.2	8.5 ± 5.2	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	23.6 ± 8.5	53.0 ± 1.2	86.8 ± 1.5	86.8 ± 1.5	13.2 ± 1.5	1.2 ± 0.0	51 ± 1
I	1	0.0 ± 0.0	27.3 ± 7.3	50.3 ± 2.0	83.1 ± 2.2	83.1 ± 2.2	16.9 ± 2.2	1.2 ± 0.0	50 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	17.9 ± 7.5	49.2 ± 2.3	85.2 ± 1.5	85.2 ± 1.5	14.8 ± 1.5	1.2 ± 0.0	50 ± 1
J	1	0.0 ± 0.0	21.6 ± 7.5	53.8 ± 6.0	84.8 ± 2.2	84.8 ± 2.2	15.2 ± 2.2	1.2 ± 0.0	50 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	24.0 ± 6.7	55.3 ± 4.2	86.4 ± 1.3	86.4 ± 1.3	13.6 ± 1.3	1.2 ± 0.0	50 ± 1
Avg		0.0 ± 0.0	25.0 ± 8.4	53.1 ± 5.7	85.3 ± 3.6	85.3 ± 3.6	14.7 ± 3.6	1.2 ± 0.0	49 ± 2

Tabel B. 6 Database kinematik pengujian gaya berjalan datar sisi kiri (*hip*)

Unit	Suby.	Trial	HIC	MHEst	MHFsw	Unit	tHIC	tMHEst	tMHFsw
Angle (deg)	A	1	32.5 ± 5.0	-13.2 ± 3.8	29.9 ± 1.3	time (%time)	0.0 ± 0.0	67.8 ± 0.8	100.0 ± 0.0
		2	31.5 ± 2.5	-13.7 ± 1.0	31.3 ± 1.5		0.0 ± 0.0	58.5 ± 0.6	95.1 ± 0.8
	B	1	27.5 ± 1.7	-13.9 ± 0.8	24.9 ± 4.3		0.0 ± 0.0	74.1 ± 2.6	100.0 ± 0.0
		2	33.7 ± 2.3	-15.6 ± 0.4	32.1 ± 2.7		0.0 ± 0.0	68.9 ± 0.6	100.0 ± 0.0
	C	1	30.3 ± 1.1	-17.2 ± 0.9	29.9 ± 0.5		0.0 ± 0.0	69.7 ± 0.6	100.0 ± 0.0
		2	28.4 ± 1.9	-19.0 ± 2.8	25.8 ± 4.5		0.0 ± 0.0	71.7 ± 2.6	100.0 ± 0.0
	D	1	30.1 ± 0.9	-14.4 ± 0.7	30.8 ± 0.8		0.0 ± 0.0	70.4 ± 0.2	100.0 ± 0.0
		2	30.1 ± 1.4	-19.7 ± 4.1	27.4 ± 6.0		0.0 ± 0.0	70.7 ± 2.5	100.0 ± 0.0
	E	1	29.6 ± 0.8	-18.3 ± 1.9	27.2 ± 4.1		0.0 ± 0.0	71.6 ± 1.0	100.0 ± 0.0
		2	30.1 ± 0.2	-15.8 ± 1.9	30.3 ± 0.3		0.0 ± 0.0	72.3 ± 1.5	100.0 ± 0.0
	F	1	30.2 ± 2.1	-17.5 ± 2.4	29.8 ± 2.5		0.0 ± 0.0	70.7 ± 2.7	100.0 ± 0.0
		2	30.9 ± 2.2	-16.4 ± 4.5	29.3 ± 4.7		0.0 ± 0.0	70.7 ± 4.0	100.0 ± 0.0
	G	1	30.3 ± 1.8	-16.3 ± 0.6	30.3 ± 1.7		0.0 ± 0.0	70.0 ± 2.2	100.0 ± 0.0
		2	29.4 ± 3.6	-18.1 ± 0.8	25.7 ± 7.7		0.0 ± 0.0	71.7 ± 2.5	100.0 ± 0.0
	H	1	29.1 ± 2.9	-12.8 ± 3.9	30.5 ± 0.5		0.0 ± 0.0	71.7 ± 2.4	100.0 ± 0.0
		2	29.4 ± 3.9	-17.6 ± 1.6	29.0 ± 4.1		0.0 ± 0.0	71.2 ± 2.3	100.0 ± 0.0
	I	1	32.2 ± 3.2	-19.3 ± 0.7	27.8 ± 4.4		0.0 ± 0.0	69.0 ± 2.6	100.0 ± 0.0
		2	31.7 ± 0.7	-19.2 ± 0.9	31.0 ± 1.6		0.0 ± 0.0	68.5 ± 2.5	100.0 ± 0.0
	J	1	29.5 ± 1.6	-16.4 ± 4.1	29.5 ± 1.6		0.0 ± 0.0	69.8 ± 1.7	100.0 ± 0.0
		2	30.5 ± 0.9	-18.2 ± 2.0	28.9 ± 3.6		0.0 ± 0.0	69.3 ± 0.2	100.0 ± 0.0
	Avg		30.4 ± 2.4	-16.5 ± 2.8	29.1 ± 3.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.1 ± 1.0

Tabel B. 7 Database temporal pengujian gaya berjalan datar sisi kiri(Knee)

Suby.	trial	unit	KIC	MKEst	MKFst	MKEsw	MKFsw	Unit	tKIC	tMKEst	tMKFst	tMKEsw	tMKFsw
A	1	Angle (deg)	34.4 ± 4.9	-7.1 ± 1.9	49.5 ± 5.5	38.1 ± 3.6	54.9 ± 2.0	time (%time)	0.0 ± 0.0	24.1 ± 21.7	83.9 ± 1.9	100.0 ± 0.0	89.2 ± 1.2
	2		1.6 ± 3.2	-6.2 ± 0.8	48.2 ± 1.6	2.8 ± 1.3	55.2 ± 0.4		0.0 ± 0.0	4.2 ± 0.8	74.1 ± 1.0	100.0 ± 0.0	80.4 ± 0.5
B	1		48.8 ± 1.5	-5.3 ± 1.0	48.8 ± 1.5	46.3 ± 2.5	54.6 ± 0.7		0.0 ± 0.0	39.2 ± 24.3	0.0 ± 0.0	90.9 ± 6.2	95.0 ± 2.2
	2		42.4 ± 2.6	-4.5 ± 0.2	46.2 ± 1.6	42.8 ± 2.4	55.3 ± 0.8		0.0 ± 0.0	46.9 ± 20.4	63.1 ± 42.0	95.8 ± 8.4	91.2 ± 1.0
C	1		44.5 ± 3.0	-5.2 ± 0.3	46.5 ± 1.3	45.2 ± 2.1	55.0 ± 1.0		0.0 ± 0.0	48.5 ± 22.1	84.5 ± 0.5	92.8 ± 8.3	92.6 ± 1.2
	2		47.5 ± 4.0	-6.1 ± 0.9	49.5 ± 1.5	46.7 ± 2.0	54.6 ± 2.2		0.0 ± 0.0	37.8 ± 24.5	43.2 ± 49.9	90.6 ± 6.5	94.0 ± 1.4
D	1		45.1 ± 1.6	-5.7 ± 1.1	46.6 ± 1.9	44.8 ± 1.2	55.1 ± 2.1		0.0 ± 0.0	49.2 ± 21.9	63.9 ± 42.6	88.6 ± 7.7	92.4 ± 0.6
	2		44.7 ± 2.0	-4.3 ± 1.6	47.8 ± 2.3	43.0 ± 2.3	53.6 ± 3.1		0.0 ± 0.0	58.9 ± 1.4	85.2 ± 0.6	95.9 ± 7.2	92.3 ± 1.6
E	1		48.0 ± 2.0	-4.6 ± 0.9	48.5 ± 1.4	46.5 ± 1.2	55.4 ± 1.3		0.0 ± 0.0	47.7 ± 20.9	43.5 ± 50.2	86.0 ± 1.7	93.3 ± 1.4
	2		46.2 ± 2.1	-4.2 ± 1.1	50.2 ± 2.1	46.1 ± 1.9	55.4 ± 1.1		0.0 ± 0.0	45.0 ± 19.3	65.8 ± 43.8	100.0 ± 0.0	92.6 ± 0.5
F	1		44.4 ± 1.5	-5.6 ± 1.4	47.4 ± 3.3	43.8 ± 1.1	55.8 ± 1.6		0.0 ± 0.0	36.5 ± 23.9	42.5 ± 49.1	96.6 ± 6.7	92.0 ± 2.2
	2		46.7 ± 4.5	-3.7 ± 1.4	50.6 ± 2.1	45.7 ± 4.1	57.4 ± 1.8		0.0 ± 0.0	46.8 ± 21.8	42.2 ± 48.8	93.7 ± 7.3	92.9 ± 3.0
G	1		45.4 ± 3.7	-4.4 ± 1.9	50.9 ± 3.0	46.6 ± 5.8	57.9 ± 2.0		0.0 ± 0.0	35.7 ± 23.7	64.1 ± 42.8	100.0 ± 0.0	91.9 ± 1.6
	2		47.4 ± 4.4	-5.9 ± 1.4	49.5 ± 2.7	47.2 ± 1.8	56.7 ± 0.5		0.0 ± 0.0	27.0 ± 20.8	65.4 ± 43.6	94.2 ± 6.7	93.9 ± 2.2
H	1		51.5 ± 6.0	-4.2 ± 1.5	55.3 ± 2.6	49.5 ± 4.3	56.0 ± 2.1		0.0 ± 0.0	27.6 ± 19.8	67.8 ± 45.3	97.4 ± 5.2	94.9 ± 3.4
	2		47.9 ± 1.7	-4.0 ± 2.7	51.5 ± 2.5	49.2 ± 2.0	57.2 ± 1.8		0.0 ± 0.0	37.4 ± 24.3	65.4 ± 43.6	100.0 ± 0.0	92.7 ± 1.0
I	1		47.8 ± 2.2	-4.3 ± 0.4	49.1 ± 0.7	46.5 ± 2.4	59.8 ± 5.5		0.0 ± 0.0	34.8 ± 22.1	61.7 ± 41.1	92.4 ± 8.8	91.5 ± 1.0
	2		44.9 ± 5.2	-4.4 ± 0.9	51.8 ± 2.9	44.6 ± 4.9	57.5 ± 1.5		0.0 ± 0.0	35.1 ± 24.8	63.9 ± 42.6	96.3 ± 7.4	91.2 ± 1.6
J	1		44.5 ± 3.9	-4.7 ± 1.2	49.2 ± 1.7	46.0 ± 5.0	57.8 ± 1.4		0.0 ± 0.0	36.8 ± 25.1	63.8 ± 42.6	93.0 ± 8.2	92.6 ± 3.0
	2		47.9 ± 4.0	-4.6 ± 1.1	50.6 ± 1.5	46.6 ± 2.5	56.6 ± 1.3		0.0 ± 0.0	46.2 ± 20.9	64.6 ± 43.1	96.8 ± 6.4	92.5 ± 1.4
Avg			43.6 ± 10.7	-5.0 ± 1.4	49.4 ± 3.0	43.4 ± 10.1	56.1 ± 2.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.1 ± 1.0	96.0 ± 0.8	68.2 ± 1.0

Tabel B. 8 Database temporal pengujian gaya berjalan datar sisi kiri (*ankle*)

Suby.	Trial	Unit	AIC	MAPFst	MADFst	MAPFsw	MADFsw	Unit	tAIC	tMAPFst	tMADFst	tMAPFsw	tMADFsw
A	1	Angle (deg)	11.0 ± 4.8	-15.2 ± 5.3	13.2 ± 4.0	-12.4 ± 5.5	14.4 ± 2.6	time (%time)	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.2 ± 1.1	96.2 ± 0.8	69.0 ± 0.4
	2		8.6 ± 6.4	-22.2 ± 1.6	12.1 ± 2.7	-21.4 ± 1.3	13.8 ± 0.8		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.7 ± 1.1	95.7 ± 1.0	68.1 ± 0.9
B	1		9.5 ± 4.9	-19.6 ± 1.6	13.8 ± 3.7	-18.7 ± 1.9	9.1 ± 5.6		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.9 ± 0.2	95.3 ± 0.0	67.9 ± 0.3
	2		10.3 ± 3.4	-22.3 ± 3.3	11.9 ± 3.5	-21.8 ± 2.9	12.5 ± 1.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.2 ± 0.9	95.3 ± 0.8	67.3 ± 1.0
C	1		10.7 ± 3.0	-22.3 ± 2.5	12.9 ± 2.7	-21.5 ± 2.0	10.7 ± 3.1		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 1.0	95.6 ± 0.7	67.7 ± 0.9
	2		9.9 ± 1.4	-19.4 ± 4.2	15.0 ± 0.4	-18.3 ± 4.5	12.1 ± 4.1		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.8 ± 0.8	96.1 ± 0.4	67.9 ± 1.0
D	1		9.8 ± 6.0	-21.0 ± 2.8	13.0 ± 3.9	-20.4 ± 2.7	12.4 ± 1.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.3 ± 1.0	96.0 ± 0.6	68.1 ± 0.8
	2		8.5 ± 4.8	-16.4 ± 5.5	14.9 ± 4.4	-15.0 ± 4.6	14.3 ± 5.2		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.3 ± 1.3	96.2 ± 0.5	68.5 ± 1.2
E	1		12.6 ± 2.6	-16.4 ± 2.1	16.6 ± 1.1	-16.1 ± 2.2	13.7 ± 1.1		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 0.3	95.4 ± 0.3	68.3 ± 0.2
	2		10.1 ± 3.9	-22.5 ± 2.9	13.1 ± 2.4	-20.0 ± 3.5	10.5 ± 3.5		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.1 ± 0.9	94.8 ± 1.1	66.8 ± 1.0
F	1		13.1 ± 2.2	-21.9 ± 4.1	16.2 ± 0.7	-20.9 ± 4.3	13.5 ± 1.5		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 0.7	95.9 ± 0.1	68.2 ± 0.7
	2		12.4 ± 5.7	-22.4 ± 4.6	14.7 ± 4.1	-21.9 ± 4.4	11.2 ± 5.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 0.8	95.6 ± 0.6	67.4 ± 1.2
G	1		13.3 ± 0.5	-20.8 ± 0.5	15.0 ± 0.8	-20.0 ± 0.7	12.2 ± 2.1		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.7 ± 0.6	96.4 ± 0.8	69.0 ± 1.0
	2		10.1 ± 4.9	-20.6 ± 6.3	14.6 ± 0.7	-19.8 ± 6.1	12.3 ± 7.5		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.4 ± 1.2	97.0 ± 0.6	69.2 ± 1.1
H	1		7.8 ± 3.7	-20.5 ± 6.2	12.6 ± 2.4	-10.5 ± 11.3	7.4 ± 4.0		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.5 ± 1.2	95.7 ± 1.1	68.8 ± 1.4
	2		13.1 ± 1.1	-19.3 ± 3.5	15.6 ± 1.1	-16.7 ± 3.8	13.2 ± 1.1		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.9 ± 0.7	96.3 ± 0.5	68.0 ± 0.4
I	1		16.6 ± 5.1	-18.1 ± 6.6	19.3 ± 4.0	-18.1 ± 6.8	18.3 ± 4.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.9 ± 0.9	97.3 ± 0.8	68.8 ± 0.6
	2		16.3 ± 4.0	-18.3 ± 1.6	19.2 ± 2.5	-15.8 ± 3.0	17.1 ± 2.6		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.0 ± 0.5	96.2 ± 0.5	68.1 ± 0.3
J	1		14.2 ± 2.4	-16.6 ± 2.0	17.8 ± 2.0	-16.3 ± 2.0	13.6 ± 3.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.4 ± 1.3	96.5 ± 0.4	68.9 ± 1.3
	2		11.7 ± 2.2	-17.5 ± 9.4	16.6 ± 4.3	-15.7 ± 9.1	15.2 ± 8.1		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.6 ± 1.1	95.6 ± 0.4	67.7 ± 1.2
Avg			11.5 ± 4.2	-19.7 ± 4.4	14.9 ± 3.3	-18.1 ± 5.3	12.8 ± 4.3		0.0 ± 0.0	83.5 ± 3.1	27.5 ± 28.0	85.3 ± 3.6	99.7 ± 1.5

Tabel B. 9 Database temporal pengujian gaya berjalan menaiki tangga sisi kanan

Sub.	Trial	IC	FF	HO	TO	Tstance	Tswing	Tcyc	Cad
A	1	0.0 ± 0.0	7.8 ± 7.9	57.6 ± 7.0	73.8 ± 8.8	73.8 ± 8.8	26.2 ± 8.8	1.3 ± 0.1	45 ± 5
	2	0.0 ± 0.0	8.1 ± 8.3	55.4 ± 7.0	74.3 ± 8.7	74.3 ± 8.7	25.7 ± 8.7	1.3 ± 0.1	47 ± 4
B	1	0.0 ± 0.0	3.8 ± 1.8	53.4 ± 1.1	69.2 ± 1.6	69.2 ± 1.6	30.8 ± 1.6	1.3 ± 0.0	46 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	2.4 ± 1.1	53.5 ± 2.4	68.1 ± 1.3	68.1 ± 1.3	31.9 ± 1.3	1.3 ± 0.0	48 ± 1
C	1	0.0 ± 0.0	2.2 ± 1.4	52.5 ± 3.6	68.4 ± 0.8	68.4 ± 0.8	31.6 ± 0.8	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	2.8 ± 0.4	46.7 ± 7.0	67.6 ± 0.7	67.6 ± 0.7	32.4 ± 0.7	1.3 ± 0.0	46 ± 1
D	1	0.0 ± 0.0	3.6 ± 0.9	55.7 ± 2.1	69.1 ± 0.8	69.1 ± 0.8	30.9 ± 0.8	1.3 ± 0.0	46 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	2.4 ± 1.4	55.4 ± 2.0	69.4 ± 0.6	69.4 ± 0.6	30.6 ± 0.6	1.3 ± 0.0	47 ± 1
E	1	0.0 ± 0.0	2.1 ± 0.7	52.5 ± 1.4	67.4 ± 1.5	67.4 ± 1.5	32.6 ± 1.5	1.3 ± 0.0	46 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	3.7 ± 2.0	56.9 ± 1.1	69.4 ± 0.8	69.4 ± 0.8	30.6 ± 0.8	1.3 ± 0.0	46 ± 1
F	1	0.0 ± 0.0	2.9 ± 0.5	55.3 ± 2.6	67.7 ± 0.6	67.7 ± 0.6	32.3 ± 0.6	1.4 ± 0.0	43 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	2.2 ± 1.7	52.6 ± 3.5	68.3 ± 0.3	68.3 ± 0.3	31.7 ± 0.3	1.3 ± 0.1	48 ± 2
G	1	0.0 ± 0.0	3.0 ± 2.0	57.3 ± 1.9	68.3 ± 1.2	68.3 ± 1.2	31.7 ± 1.2	1.3 ± 0.0	45 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	2.5 ± 0.7	56.1 ± 3.1	68.2 ± 1.0	68.2 ± 1.0	31.8 ± 1.0	1.3 ± 0.1	47 ± 3
H	1	0.0 ± 0.0	2.6 ± 1.8	54.6 ± 1.6	68.0 ± 0.5	68.0 ± 0.5	32.0 ± 0.5	1.3 ± 0.0	47 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	2.8 ± 1.1	59.0 ± 2.5	69.9 ± 1.1	69.9 ± 1.1	30.1 ± 1.1	1.3 ± 0.1	48 ± 2
I	1	0.0 ± 0.0	3.8 ± 1.8	53.4 ± 1.1	69.2 ± 1.6	69.2 ± 1.6	30.8 ± 1.6	1.3 ± 0.0	46 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	2.4 ± 1.1	53.5 ± 2.4	68.1 ± 1.3	68.1 ± 1.3	31.9 ± 1.3	1.3 ± 0.0	48 ± 1
J	1	0.0 ± 0.0	2.9 ± 0.5	55.3 ± 2.6	67.7 ± 0.6	67.7 ± 0.6	32.3 ± 0.6	1.4 ± 0.0	43 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	2.2 ± 1.7	52.6 ± 3.5	68.3 ± 0.3	68.3 ± 0.3	31.7 ± 0.3	1.3 ± 0.1	48 ± 2
Avg		0.0 ± 0.0	3.3 ± 3.0	54.5 ± 4.0	69.0 ± 3.1	69.0 ± 3.1	31.0 ± 3.1	1.3 ± 0.1	46 ± 2

Tabel B. 10 Database temporal pengujian gaya berjalan menaiki tangga sisi kanan (*hip*)

Suby.	Trial	Unit	HIC	MHEst	MHFsw	Unit	Suby.	Trial	tHIC	tMHEst	tMHFsw
A	1	Angle (deg)	47.7 ± 2.9	-2.9 ± 3.9	50.5 ± 4.7	time (%time)	A	1	0.0 ± 0.0	63.2 ± 8.3	96.4 ± 4.2
	2		48.4 ± 2.2	-2.3 ± 1.8	45.2 ± 14.4			2	0.0 ± 0.0	61.8 ± 8.1	95.8 ± 4.8
B	1		51.7 ± 1.3	0.1 ± 1.1	57.5 ± 0.9		B	1	0.0 ± 0.0	56.8 ± 1.3	92.7 ± 0.5
	2		50.6 ± 2.4	-1.0 ± 2.1	55.3 ± 2.0			2	0.0 ± 0.0	56.4 ± 1.1	93.7 ± 0.1
C	1		44.9 ± 1.9	-2.6 ± 3.4	51.1 ± 1.9		C	1	0.0 ± 0.0	54.2 ± 2.1	93.6 ± 1.2
	2		45.8 ± 1.8	-1.6 ± 2.1	50.1 ± 1.8			2	0.0 ± 0.0	55.9 ± 0.5	94.5 ± 0.8
D	1		48.2 ± 4.6	-0.5 ± 3.5	56.4 ± 1.7		D	1	0.0 ± 0.0	56.0 ± 1.0	93.9 ± 1.6
	2		49.4 ± 0.6	-1.3 ± 2.6	55.3 ± 1.0			2	0.0 ± 0.0	55.4 ± 0.9	93.4 ± 0.4
E	1		47.6 ± 3.7	1.0 ± 2.3	54.6 ± 3.1		E	1	0.0 ± 0.0	55.0 ± 0.9	92.7 ± 1.0
	2		48.6 ± 3.0	-3.1 ± 2.3	56.3 ± 1.1			2	0.0 ± 0.0	50.5 ± 8.0	92.5 ± 0.9
F	1		48.3 ± 3.3	0.8 ± 2.1	56.3 ± 1.4		F	1	0.0 ± 0.0	57.5 ± 1.1	93.6 ± 1.1
	2		48.8 ± 2.0	-0.9 ± 1.3	53.2 ± 2.1			2	0.0 ± 0.0	55.6 ± 1.6	93.4 ± 1.2
G	1		42.3 ± 2.5	-3.4 ± 2.0	48.9 ± 2.0		G	1	0.0 ± 0.0	57.5 ± 0.8	94.0 ± 1.6
	2		49.2 ± 1.9	-2.9 ± 2.0	53.0 ± 1.7			2	0.0 ± 0.0	54.9 ± 3.4	94.5 ± 1.0
H	1		50.9 ± 2.8	-0.6 ± 1.3	57.0 ± 2.2		H	1	0.0 ± 0.0	55.8 ± 1.4	93.7 ± 0.7
	2		49.4 ± 2.9	-1.3 ± 1.4	53.7 ± 2.1			2	0.0 ± 0.0	56.3 ± 2.0	94.3 ± 1.0
I	1		51.7 ± 1.3	0.1 ± 1.1	57.5 ± 0.9		I	1	0.0 ± 0.0	56.8 ± 1.3	92.7 ± 0.5
	2		50.6 ± 2.4	-1.0 ± 2.1	55.3 ± 2.0			2	0.0 ± 0.0	56.4 ± 1.1	93.7 ± 0.1
J	1		48.3 ± 3.3	0.8 ± 2.1	56.3 ± 1.4		J	1	0.0 ± 0.0	57.5 ± 1.1	93.6 ± 1.1
	2		48.8 ± 2.0	-0.9 ± 1.3	53.2 ± 2.1			2	0.0 ± 0.0	55.6 ± 1.6	93.4 ± 1.2
Avg			48.5 ± 3.2	-1.2 ± 2.3	53.8 ± 4.6		Avg		0.0 ± 0.0	56.5 ± 3.9	93.8 ± 1.8

Tabel B. 11 Database temporal pengujian gaya berjalan menaiki tangga sisi kanan (*knee*)

Suby.	Trial	Unit	KIC	MKEst	MKFst	MKEsw	MKFsw	Unit	tKIC	tMKEst	tMKFst	tMKEsw	tMKFsw
A	1	Angle (deg)	55.0 ± 1.9	-5.1 ± 1.7	55.1 ± 1.9	21.1 ± 2.9	58.8 ± 4.1	time (%time)	0.0 ± 0.0	46.3 ± 7.8	0.6 ± 1.3	73.8 ± 8.8	92.9 ± 7.8
	2		52.0 ± 5.9	-4.9 ± 3.0	52.5 ± 5.6	26.5 ± 9.1	57.2 ± 8.7		0.0 ± 0.0	52.0 ± 15.3	3.7 ± 3.9	74.3 ± 8.7	88.8 ± 8.3
B	1		52.1 ± 1.9	-3.8 ± 2.7	52.3 ± 1.9	33.6 ± 3.8	64.9 ± 2.0		0.0 ± 0.0	44.9 ± 1.5	1.5 ± 3.0	69.2 ± 1.6	83.4 ± 2.3
	2		52.9 ± 5.3	-3.5 ± 3.9	52.9 ± 5.3	29.3 ± 5.4	62.3 ± 6.3		0.0 ± 0.0	50.2 ± 6.7	0.0 ± 0.0	68.1 ± 1.3	86.0 ± 2.9
C	1		47.4 ± 3.7	-2.6 ± 1.5	47.4 ± 3.7	35.8 ± 1.3	65.2 ± 1.8		0.0 ± 0.0	44.9 ± 1.5	1.5 ± 3.0	69.2 ± 1.6	83.4 ± 2.3
	2		48.3 ± 1.9	-2.5 ± 2.7	48.3 ± 1.9	28.5 ± 1.3	63.8 ± 2.3		0.0 ± 0.0	50.2 ± 6.7	0.0 ± 0.0	68.1 ± 1.3	86.0 ± 2.9
D	1		59.5 ± 2.2	-2.1 ± 3.3	59.5 ± 2.2	30.1 ± 1.5	73.6 ± 2.4		0.0 ± 0.0	44.4 ± 0.4	0.0 ± 0.0	68.4 ± 0.8	81.5 ± 1.4
	2		60.5 ± 1.6	1.2 ± 3.6	60.5 ± 1.6	34.7 ± 1.9	75.1 ± 4.3		0.0 ± 0.0	43.0 ± 2.5	0.0 ± 0.0	67.6 ± 0.7	84.1 ± 1.8
E	1		54.4 ± 4.6	-0.7 ± 2.9	54.4 ± 4.6	32.2 ± 2.8	71.4 ± 4.4		0.0 ± 0.0	48.8 ± 6.5	0.0 ± 0.0	69.1 ± 0.8	87.7 ± 2.5
	2		63.8 ± 5.4	-2.8 ± 1.5	64.4 ± 4.2	34.6 ± 3.0	76.2 ± 4.7		0.0 ± 0.0	52.5 ± 4.8	0.0 ± 0.0	69.4 ± 0.6	87.9 ± 3.0
F	1		54.1 ± 5.6	-1.5 ± 3.0	54.1 ± 5.6	25.7 ± 4.5	69.5 ± 4.3		0.0 ± 0.0	45.0 ± 1.3	0.0 ± 0.0	67.4 ± 1.5	85.1 ± 2.1
	2		62.0 ± 2.0	1.5 ± 5.0	62.0 ± 2.0	38.6 ± 4.7	76.3 ± 3.8		0.0 ± 0.0	46.1 ± 3.2	3.0 ± 6.1	69.4 ± 0.8	87.3 ± 2.8
G	1		56.3 ± 4.4	0.8 ± 3.6	57.5 ± 2.0	25.8 ± 4.1	63.7 ± 3.3		0.0 ± 0.0	46.9 ± 6.7	0.0 ± 0.0	67.7 ± 0.6	84.8 ± 1.4
	2		59.1 ± 5.5	-1.8 ± 3.0	59.1 ± 5.5	29.7 ± 11.0	68.9 ± 3.7		0.0 ± 0.0	45.8 ± 3.5	0.0 ± 0.0	68.3 ± 0.3	85.2 ± 1.3
H	1		60.5 ± 5.2	2.2 ± 4.9	60.5 ± 5.2	36.2 ± 3.6	73.3 ± 2.0		0.0 ± 0.0	46.9 ± 6.7	0.0 ± 0.0	67.7 ± 0.6	84.8 ± 1.4
	2		61.0 ± 3.9	1.0 ± 3.1	61.0 ± 3.9	39.1 ± 3.6	70.3 ± 3.3		0.0 ± 0.0	45.8 ± 3.5	0.0 ± 0.0	68.3 ± 0.3	85.2 ± 1.3
I	1		52.1 ± 1.9	-3.8 ± 2.7	52.3 ± 1.9	33.6 ± 3.8	64.9 ± 2.0		0.0 ± 0.0	45.2 ± 2.2	3.1 ± 6.3	68.3 ± 1.2	86.9 ± 3.0
	2		52.9 ± 5.3	-3.5 ± 3.9	52.9 ± 5.3	29.3 ± 5.4	62.3 ± 6.3		0.0 ± 0.0	44.5 ± 2.2	0.0 ± 0.0	68.2 ± 1.0	85.8 ± 1.6
J	1		54.1 ± 5.6	-1.5 ± 3.0	54.1 ± 5.6	25.7 ± 4.5	69.5 ± 4.3		0.0 ± 0.0	47.7 ± 6.5	0.0 ± 0.0	68.0 ± 0.5	87.0 ± 2.2
	2		62.0 ± 2.0	1.5 ± 5.0	62.0 ± 2.0	38.6 ± 4.7	76.3 ± 3.8		0.0 ± 0.0	46.8 ± 1.9	0.0 ± 0.0	69.9 ± 1.1	85.8 ± 3.6
Avg			55.9 ± 5.9	-1.6 ± 3.7	56.1 ± 5.8	31.4 ± 6.5	68.1 ± 6.9		0.0 ± 0.0	46.8 ± 5.5	0.7 ± 2.4	69.0 ± 3.1	86.0 ± 3.7

Tabel B. 12 Database temporal pengujian gaya berjalan menaiki tangga sisi kanan (*ankle*)

Suby.	Trial	Unit	AIC	MAPFst	MADFst	MAPFsw	MADFsw	Unit	tAIC	tMAPFst	tMADFst	tMAPFsw	tMADFsw
A	1	Angle (deg)	23.0 ± 3.0	7.3 ± 3.9	32.0 ± 3.7	20.0 ± 4.1	39.8 ± 3.0	time (%time)	0.0 ± 0.0	46.3 ± 8.1	60.1 ± 33.5	97.1 ± 3.3	80.7 ± 8.7
	2		14.2 ± 6.8	4.0 ± 3.9	33.6 ± 4.8	14.5 ± 12.4	43.5 ± 3.7		0.0 ± 0.0	35.0 ± 17.0	74.3 ± 8.7	93.2 ± 6.9	80.9 ± 10.3
B	1		11.8 ± 4.2	7.2 ± 4.7	37.2 ± 5.1	8.8 ± 3.2	44.9 ± 6.2		0.0 ± 0.0	44.9 ± 2.4	69.2 ± 1.6	95.6 ± 0.9	74.4 ± 0.9
	2		10.2 ± 7.7	5.4 ± 5.4	34.7 ± 4.2	7.2 ± 5.3	44.2 ± 4.4		0.0 ± 0.0	32.8 ± 21.9	68.1 ± 1.3	98.2 ± 1.4	74.0 ± 1.0
C	1		7.8 ± 3.2	7.1 ± 2.7	41.4 ± 3.6	8.3 ± 5.0	50.1 ± 3.3		0.0 ± 0.0	11.2 ± 22.4	68.4 ± 0.8	96.9 ± 1.6	74.3 ± 0.7
	2		13.1 ± 3.1	9.8 ± 2.1	38.9 ± 0.9	12.2 ± 2.8	52.0 ± 1.1		0.0 ± 0.0	42.4 ± 1.8	67.6 ± 0.7	98.7 ± 1.8	74.8 ± 0.3
D	1		22.7 ± 3.6	10.6 ± 3.0	35.2 ± 2.5	22.8 ± 4.1	50.4 ± 3.1		0.0 ± 0.0	45.2 ± 2.2	69.1 ± 0.8	97.8 ± 1.6	77.1 ± 1.1
	2		24.8 ± 2.7	15.6 ± 4.1	40.3 ± 1.9	28.2 ± 6.7	53.5 ± 2.0		0.0 ± 0.0	49.1 ± 4.1	69.4 ± 0.6	96.8 ± 0.8	76.8 ± 0.7
E	1		22.6 ± 3.2	13.0 ± 2.0	39.6 ± 4.7	23.0 ± 2.0	53.8 ± 7.1		0.0 ± 0.0	44.6 ± 1.6	67.4 ± 1.5	98.5 ± 1.9	75.5 ± 1.0
	2		31.3 ± 9.6	15.3 ± 3.0	42.8 ± 3.5	31.0 ± 6.7	55.2 ± 2.8		0.0 ± 0.0	34.4 ± 22.9	55.5 ± 27.8	92.9 ± 3.7	76.5 ± 0.5
F	1		19.3 ± 4.9	10.5 ± 3.9	34.8 ± 2.5	19.9 ± 3.3	51.7 ± 3.6		0.0 ± 0.0	45.2 ± 2.3	54.9 ± 26.3	98.2 ± 1.2	76.2 ± 0.6
	2		25.8 ± 3.0	15.0 ± 2.6	47.1 ± 3.3	26.3 ± 2.6	60.9 ± 3.6		0.0 ± 0.0	45.5 ± 2.9	68.3 ± 0.3	97.6 ± 0.7	75.4 ± 0.3
G	1		28.1 ± 12.0	16.1 ± 4.2	44.8 ± 3.3	27.9 ± 7.4	52.0 ± 3.5		0.0 ± 0.0	34.8 ± 23.2	28.0 ± 27.2	94.3 ± 2.1	76.0 ± 0.4
	2		23.4 ± 7.6	14.5 ± 3.7	41.8 ± 6.9	25.8 ± 6.2	57.3 ± 0.8		0.0 ± 0.0	44.8 ± 2.5	55.8 ± 25.4	95.5 ± 1.3	75.8 ± 0.8
H	1		26.0 ± 3.8	17.8 ± 3.2	46.5 ± 4.1	28.0 ± 3.0	60.1 ± 4.1		0.0 ± 0.0	44.6 ± 1.9	68.0 ± 0.5	96.9 ± 2.6	75.0 ± 1.0
	2		19.5 ± 3.8	15.2 ± 2.2	44.6 ± 3.8	22.4 ± 3.4	53.7 ± 5.1		0.0 ± 0.0	47.3 ± 2.5	69.9 ± 1.1	95.6 ± 1.5	75.5 ± 0.9
I	1		11.8 ± 4.2	7.2 ± 4.7	37.2 ± 5.1	8.8 ± 3.2	44.9 ± 6.2		0.0 ± 0.0	44.9 ± 2.4	69.2 ± 1.6	95.6 ± 0.9	74.4 ± 0.9
	2		10.2 ± 7.7	5.4 ± 5.4	34.7 ± 4.2	7.2 ± 5.3	44.2 ± 4.4		0.0 ± 0.0	32.8 ± 21.9	68.1 ± 1.3	98.2 ± 1.4	74.0 ± 1.0
J	1		19.3 ± 4.9	10.5 ± 3.9	34.8 ± 2.5	19.9 ± 3.3	51.7 ± 3.6		0.0 ± 0.0	45.2 ± 2.3	54.9 ± 26.3	98.2 ± 1.2	76.2 ± 0.6
	2		25.8 ± 3.0	15.0 ± 2.6	47.1 ± 3.3	26.3 ± 2.6	60.9 ± 3.6		0.0 ± 0.0	45.5 ± 2.9	68.3 ± 0.3	97.6 ± 0.7	75.4 ± 0.3
Avg			19.5 ± 8.4	11.1 ± 5.3	39.4 ± 5.9	19.3 ± 9.1	51.2 ± 7.0		0.0 ± 0.0	40.7 ± 13.7	63.6 ± 16.9	96.7 ± 2.7	75.9 ± 3.3

Tabel B. 13 *Database* temporal pengujian gaya berjalan menaiki tangga sisi kanan

Sub.	Trial	IC	FF	HO	TO	Tstance	Tswing	Teye	Cad
A	1	0.0 ± 0.0	7.8 ± 7.9	57.6 ± 7.0	73.8 ± 8.8	73.8 ± 8.8	26.2 ± 8.8	1.3 ± 0.1	45 ± 5
	2	0.0 ± 0.0	14.2 ± 1.5	75.2 ± 1.4	90.3 ± 0.9	90.3 ± 0.9	9.7 ± 0.9	1.3 ± 0.0	45 ± 1
B	1	0.0 ± 0.0	13.9 ± 1.3	73.8 ± 1.7	88.8 ± 1.7	88.8 ± 1.7	11.2 ± 1.7	1.3 ± 0.0	46 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	14.3 ± 3.1	73.2 ± 3.2	89.8 ± 3.0	89.8 ± 3.0	10.2 ± 3.0	1.3 ± 0.0	45 ± 2
C	1	0.0 ± 0.0	13.9 ± 1.3	73.8 ± 1.7	88.8 ± 1.7	88.8 ± 1.7	11.2 ± 1.7	1.3 ± 0.0	46 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	14.3 ± 3.1	73.2 ± 3.2	89.8 ± 3.0	89.8 ± 3.0	10.2 ± 3.0	1.3 ± 0.0	45 ± 2
D	1	0.0 ± 0.0	6.8 ± 6.9	59.7 ± 1.6	75.3 ± 1.1	75.3 ± 1.1	24.7 ± 1.1	1.2 ± 0.0	50 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	16.3 ± 4.7	70.7 ± 4.1	86.9 ± 1.5	86.9 ± 1.5	13.1 ± 1.5	1.3 ± 0.0	45 ± 1
E	1	0.0 ± 0.0	15.8 ± 1.1	76.1 ± 1.3	89.6 ± 0.3	89.6 ± 0.3	10.4 ± 0.3	1.3 ± 0.0	45 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	15.2 ± 1.6	72.7 ± 0.6	87.4 ± 0.8	87.4 ± 0.8	12.6 ± 0.8	1.3 ± 0.0	47 ± 1
F	1	0.0 ± 0.0	4.1 ± 6.2	64.6 ± 4.5	78.4 ± 2.1	78.4 ± 2.1	21.6 ± 2.1	1.3 ± 0.0	47 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	7.5 ± 4.6	69.6 ± 3.0	82.9 ± 3.1	82.9 ± 3.1	17.1 ± 3.1	1.3 ± 0.0	48 ± 1
G	1	0.0 ± 0.0	15.7 ± 1.0	76.5 ± 1.3	90.2 ± 0.6	90.2 ± 0.6	9.8 ± 0.6	1.4 ± 0.0	43 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	14.6 ± 0.7	72.7 ± 1.4	88.2 ± 1.8	88.2 ± 1.8	11.8 ± 1.8	1.2 ± 0.0	49 ± 1
H	1	0.0 ± 0.0	15.7 ± 1.0	76.5 ± 1.3	90.2 ± 0.6	90.2 ± 0.6	9.8 ± 0.6	1.4 ± 0.0	43 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	14.6 ± 0.7	72.7 ± 1.4	88.2 ± 1.8	88.2 ± 1.8	11.8 ± 1.8	1.2 ± 0.0	49 ± 1
I	1	0.0 ± 0.0	13.5 ± 2.1	74.3 ± 1.3	87.8 ± 0.2	87.8 ± 0.2	12.2 ± 0.2	1.3 ± 0.0	46 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	14.4 ± 7.0	74.8 ± 1.7	87.3 ± 1.4	87.3 ± 1.4	12.7 ± 1.4	1.3 ± 0.1	48 ± 3
J	1	0.0 ± 0.0	16.8 ± 1.7	73.5 ± 1.6	88.8 ± 0.9	88.8 ± 0.9	11.2 ± 0.9	1.3 ± 0.0	47 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	16.1 ± 0.9	77.2 ± 1.7	90.5 ± 0.4	90.5 ± 0.4	9.5 ± 0.4	1.2 ± 0.0	49 ± 1
Avg		0.0 ± 0.0	13.6 ± 4.5	72.8 ± 4.6	87.5 ± 4.3	87.5 ± 4.3	12.5 ± 4.3	1.3 ± 0.1	46 ± 2

Tabel B. 14 Database temporal pengujian gaya berjalan menaiki tangga sisi kiri (*hip*)

Suby.	Trial	Unit	HIC	MHEst	MHFsw	Unit	tHIC	tMHEst	tMHFsw
A	1	Angle (deg)	35.7 ± 2.4	6.5 ± 2.0	36.7 ± 1.8	time (%time)	0.0 ± 0.0	82.3 ± 0.7	100.0 ± 0.0
	2		43.2 ± 1.2	8.1 ± 0.7	42.8 ± 0.6		0.0 ± 0.0	79.4 ± 1.1	100.0 ± 0.0
B	1		39.5 ± 2.9	4.5 ± 2.2	40.0 ± 3.0		0.0 ± 0.0	78.4 ± 1.2	100.0 ± 0.0
	2		49.4 ± 6.6	7.2 ± 1.5	51.4 ± 6.2		0.0 ± 0.0	73.3 ± 2.8	100.0 ± 0.0
C	1		63.7 ± 3.1	7.3 ± 3.0	64.0 ± 2.7		0.0 ± 0.0	64.0 ± 0.2	100.0 ± 0.0
	2		44.3 ± 4.4	5.7 ± 1.5	42.9 ± 2.3		0.0 ± 0.0	76.6 ± 0.8	100.0 ± 0.0
D	1		41.5 ± 3.1	9.0 ± 2.0	41.6 ± 3.1		0.0 ± 0.0	79.5 ± 0.8	100.0 ± 0.0
	2		46.3 ± 2.7	10.4 ± 1.3	48.1 ± 0.8		0.0 ± 0.0	75.9 ± 0.6	100.0 ± 0.0
E	1		66.8 ± 0.6	10.6 ± 2.8	66.3 ± 1.1		0.0 ± 0.0	67.7 ± 2.4	100.0 ± 0.0
	2		57.4 ± 3.2	8.9 ± 3.0	54.3 ± 2.1		0.0 ± 0.0	72.8 ± 0.9	100.0 ± 0.0
F	1		44.3 ± 3.4	7.1 ± 2.2	43.2 ± 2.5		0.0 ± 0.0	79.4 ± 1.1	100.0 ± 0.0
	2		48.2 ± 0.6	9.0 ± 1.6	48.3 ± 0.8		0.0 ± 0.0	76.5 ± 0.5	100.0 ± 0.0
G	1		50.1 ± 1.3	9.6 ± 3.9	50.3 ± 1.5		0.0 ± 0.0	75.5 ± 1.7	100.0 ± 0.0
	2		50.2 ± 3.0	10.0 ± 3.1	49.2 ± 3.1		0.0 ± 0.0	75.4 ± 1.6	100.0 ± 0.0
H	1		43.3 ± 3.6	11.0 ± 1.4	45.4 ± 3.4		0.0 ± 0.0	78.5 ± 0.4	100.0 ± 0.0
	2		42.2 ± 0.4	8.4 ± 2.5	41.6 ± 0.6		0.0 ± 0.0	77.9 ± 0.8	100.0 ± 0.0
I	1		39.5 ± 2.9	4.5 ± 2.2	40.0 ± 3.0		0.0 ± 0.0	78.4 ± 1.2	100.0 ± 0.0
	2		49.4 ± 6.6	7.2 ± 1.5	51.4 ± 6.2		0.0 ± 0.0	73.3 ± 2.8	100.0 ± 0.0
J	1		44.3 ± 3.4	7.1 ± 2.2	43.2 ± 2.5		0.0 ± 0.0	79.4 ± 1.1	100.0 ± 0.0
	2		48.2 ± 0.6	9.0 ± 1.6	48.3 ± 0.8		0.0 ± 0.0	76.5 ± 0.5	100.0 ± 0.0
Avg			47.5 ± 8.3	7.8 ± 2.7	47.6 ± 8.0		0.0 ± 0.0	76.7 ± 4.6	100.0 ± 0.0

Tabel B. 15 Database temporal pengujian gaya berjalan menaiki tangga sisi kiri (*knee*)

Suby.	Trial	Unit	KIC	MKEst	MKFst	MKEsw	MKFsw	Unit	tKIC	tMKEst	tMKFst	tMKEsw	tMKFsw
A	1	Angle (deg)	60.7 ± 1.8	6.4 ± 1.7	73.8 ± 3.3	27.5 ± 7.3	57.1 ± 6.7	time (%time)	0.0 ± 0.0	82.1 ± 1.2	10.3 ± 0.7	91.5 ± 1.3	100.0 ± 0.0
	2		66.1 ± 3.7	7.3 ± 2.6	74.4 ± 2.1	35.7 ± 2.6	67.0 ± 4.1		0.0 ± 0.0	77.1 ± 2.1	9.4 ± 1.5	90.3 ± 0.9	100.0 ± 0.0
B	1		67.8 ± 3.0	4.5 ± 0.8	75.2 ± 1.2	31.2 ± 5.9	69.7 ± 2.2		0.0 ± 0.0	76.9 ± 1.2	8.3 ± 2.2	88.8 ± 1.7	100.0 ± 0.0
	2		72.5 ± 1.8	5.2 ± 2.8	74.8 ± 1.5	36.2 ± 4.4	74.1 ± 4.7		0.0 ± 0.0	71.7 ± 3.3	4.0 ± 3.1	84.8 ± 3.5	99.6 ± 0.8
C	1		73.2 ± 3.9	6.4 ± 3.6	73.3 ± 4.0	35.4 ± 4.6	75.8 ± 2.0		0.0 ± 0.0	76.9 ± 1.2	8.3 ± 2.2	88.8 ± 1.7	100.0 ± 0.0
	2		72.3 ± 1.7	4.1 ± 1.7	77.0 ± 1.3	30.3 ± 2.5	72.1 ± 1.5		0.0 ± 0.0	71.7 ± 3.3	4.0 ± 3.1	84.8 ± 3.5	99.6 ± 0.8
D	1		69.6 ± 1.6	9.2 ± 2.0	79.9 ± 1.6	32.0 ± 1.9	69.6 ± 1.6		0.0 ± 0.0	62.7 ± 1.0	1.0 ± 2.1	75.3 ± 1.1	93.8 ± 1.7
	2		75.3 ± 2.8	11.4 ± 2.1	80.5 ± 1.4	38.3 ± 2.1	76.4 ± 1.0		0.0 ± 0.0	72.8 ± 5.3	6.2 ± 0.2	86.9 ± 1.5	100.0 ± 0.0
E	1		79.7 ± 3.9	9.7 ± 2.6	79.7 ± 3.9	40.0 ± 4.6	82.4 ± 3.0		0.0 ± 0.0	79.1 ± 1.3	9.6 ± 2.4	89.6 ± 0.3	100.0 ± 0.0
	2		79.0 ± 6.5	7.9 ± 2.2	79.6 ± 7.0	36.9 ± 6.1	80.7 ± 3.8		0.0 ± 0.0	75.6 ± 0.9	7.6 ± 2.3	87.4 ± 0.8	100.0 ± 0.0
F	1		72.6 ± 0.9	8.2 ± 2.6	82.5 ± 1.4	35.1 ± 2.6	71.9 ± 1.0		0.0 ± 0.0	63.0 ± 5.7	0.0 ± 0.0	78.4 ± 2.1	96.7 ± 2.9
	2		77.1 ± 4.1	10.0 ± 2.5	83.6 ± 4.2	43.0 ± 6.6	79.3 ± 5.4		0.0 ± 0.0	66.6 ± 6.2	2.2 ± 2.0	82.9 ± 3.1	100.0 ± 0.0
G	1		78.0 ± 5.7	11.5 ± 2.2	82.0 ± 6.8	43.5 ± 3.3	80.4 ± 2.0		0.0 ± 0.0	78.3 ± 1.5	8.7 ± 1.2	90.2 ± 0.6	100.0 ± 0.0
	2		76.8 ± 4.4	11.8 ± 3.4	82.1 ± 2.6	40.8 ± 5.2	78.9 ± 2.6		0.0 ± 0.0	74.3 ± 1.2	9.1 ± 2.5	88.2 ± 1.8	100.0 ± 0.0
H	1		71.3 ± 4.0	10.0 ± 1.8	80.3 ± 3.2	34.1 ± 4.8	71.0 ± 3.7		0.0 ± 0.0	78.3 ± 1.5	8.7 ± 1.2	90.2 ± 0.6	100.0 ± 0.0
	2		72.3 ± 3.6	9.6 ± 2.4	78.9 ± 3.5	40.4 ± 2.7	70.0 ± 2.0		0.0 ± 0.0	74.3 ± 1.2	9.1 ± 2.5	88.2 ± 1.8	100.0 ± 0.0
I	1		67.8 ± 3.0	4.5 ± 0.8	75.2 ± 1.2	31.2 ± 5.9	69.7 ± 2.2		0.0 ± 0.0	69.4 ± 6.2	6.1 ± 2.0	87.8 ± 0.2	100.0 ± 0.0
	2		72.5 ± 1.8	5.2 ± 2.8	74.8 ± 1.5	36.2 ± 4.4	74.1 ± 4.7		0.0 ± 0.0	71.4 ± 6.8	6.9 ± 0.8	87.3 ± 1.4	100.0 ± 0.0
J	1		72.6 ± 0.9	8.2 ± 2.6	82.5 ± 1.4	35.1 ± 2.6	71.9 ± 1.0		0.0 ± 0.0	77.9 ± 0.9	9.4 ± 1.6	88.8 ± 0.9	100.0 ± 0.0
	2		77.1 ± 4.1	10.0 ± 2.5	83.6 ± 4.2	43.0 ± 6.6	79.3 ± 5.4		0.0 ± 0.0	76.4 ± 1.4	7.7 ± 1.0	90.5 ± 0.4	100.0 ± 0.0
Avg			72.7 ± 5.6	8.0 ± 3.2	78.6 ± 4.6	36.3 ± 6.0	73.5 ± 6.6		0.0 ± 0.0	73.8 ± 5.9	6.8 ± 3.4	87.0 ± 4.3	99.5 ± 1.6

Tabel B. 16 Database temporal pengujian gaya berjalan menaiki tangga sisi kiri (*ankle*)

Suby.	Trial	Unit	AIC	MAPFst	MADFst	MAPFsw	MADFsw	Unit	tAIC	tMAPFst	tMADFst	tMAPFsw	tMADFsw
A	1	Angle (deg)	3.8 ± 5.4	-15.4 ± 1.3	30.9 ± 3.2	-13.5 ± 1.8	5.7 ± 2.0	time (%time)	0.0 ± 0.0	89.5 ± 0.3	15.4 ± 1.4	91.7 ± 1.0	100.0 ± 0.0
	2		12.1 ± 2.0	-17.1 ± 3.7	32.3 ± 3.0	-15.8 ± 3.7	9.4 ± 5.4		0.0 ± 0.0	87.9 ± 1.1	12.6 ± 1.6	90.3 ± 0.9	100.0 ± 0.0
B	1		9.4 ± 5.8	-14.7 ± 1.7	35.0 ± 4.8	-13.6 ± 1.6	11.1 ± 2.7		0.0 ± 0.0	87.1 ± 0.6	18.8 ± 9.9	88.8 ± 1.7	100.0 ± 0.0
	2		27.8 ± 5.4	-10.7 ± 2.3	39.3 ± 1.9	-9.5 ± 2.6	25.9 ± 7.6		0.0 ± 0.0	82.5 ± 3.7	13.4 ± 8.3	84.8 ± 3.5	100.0 ± 0.0
C	1		9.4 ± 5.8	-14.7 ± 1.7	35.0 ± 4.8	-13.6 ± 1.6	11.1 ± 2.7		0.0 ± 0.0	87.1 ± 0.6	18.8 ± 9.9	88.8 ± 1.7	100.0 ± 0.0
	2		27.8 ± 5.4	-10.7 ± 2.3	39.3 ± 1.9	-9.5 ± 2.6	25.9 ± 7.6		0.0 ± 0.0	82.5 ± 3.7	13.4 ± 8.3	84.8 ± 3.5	100.0 ± 0.0
D	1		31.2 ± 3.0	-16.0 ± 6.0	33.1 ± 1.8	-15.1 ± 5.7	34.0 ± 7.3		0.0 ± 0.0	73.3 ± 0.6	7.0 ± 9.8	75.3 ± 1.1	100.0 ± 0.0
	2		13.0 ± 5.0	-13.7 ± 6.4	36.8 ± 6.0	-13.3 ± 6.4	18.1 ± 9.9		0.0 ± 0.0	85.4 ± 1.2	18.0 ± 6.8	86.9 ± 1.5	100.0 ± 0.0
E	1		4.8 ± 2.2	-14.0 ± 1.8	33.9 ± 4.4	-13.8 ± 1.8	4.4 ± 2.9		0.0 ± 0.0	88.4 ± 0.7	24.3 ± 8.8	89.6 ± 0.3	100.0 ± 0.0
	2		13.9 ± 8.5	-11.5 ± 5.9	39.8 ± 6.4	-11.0 ± 5.6	16.0 ± 5.6		0.0 ± 0.0	86.1 ± 0.6	19.9 ± 8.8	87.4 ± 0.8	100.0 ± 0.0
F	1		30.4 ± 1.4	-15.5 ± 5.3	34.9 ± 3.4	-14.9 ± 5.2	29.5 ± 2.2		0.0 ± 0.0	77.0 ± 2.6	8.2 ± 7.4	78.4 ± 2.1	100.0 ± 0.0
	2		22.6 ± 3.5	-15.5 ± 2.8	35.9 ± 9.6	-15.0 ± 3.2	21.4 ± 5.1		0.0 ± 0.0	81.7 ± 3.5	12.8 ± 5.2	82.9 ± 3.1	100.0 ± 0.0
G	1		4.4 ± 5.2	-15.1 ± 6.2	34.4 ± 7.4	-14.6 ± 5.9	5.7 ± 3.1		0.0 ± 0.0	89.1 ± 0.8	23.6 ± 9.1	90.2 ± 0.6	100.0 ± 0.0
	2		15.4 ± 2.2	-8.8 ± 1.2	42.5 ± 4.4	-8.2 ± 1.2	14.2 ± 2.2		0.0 ± 0.0	86.8 ± 1.3	16.6 ± 1.1	88.2 ± 1.8	100.0 ± 0.0
H	1		4.4 ± 5.2	-15.1 ± 6.2	34.4 ± 7.4	-14.6 ± 5.9	5.7 ± 3.1		0.0 ± 0.0	89.1 ± 0.8	23.6 ± 9.1	90.2 ± 0.6	100.0 ± 0.0
	2		15.4 ± 2.2	-8.8 ± 1.2	42.5 ± 4.4	-8.2 ± 1.2	14.2 ± 2.2		0.0 ± 0.0	86.8 ± 1.3	16.6 ± 1.1	88.2 ± 1.8	100.0 ± 0.0
I	1		12.2 ± 5.9	-11.8 ± 8.3	34.6 ± 12.8	-11.5 ± 8.2	11.3 ± 7.4		0.0 ± 0.0	86.7 ± 0.7	17.8 ± 6.4	87.8 ± 0.2	100.0 ± 0.0
	2		9.2 ± 7.3	-14.9 ± 3.1	35.9 ± 6.8	-14.5 ± 3.1	12.4 ± 5.6		0.0 ± 0.0	85.9 ± 1.1	23.1 ± 7.5	87.3 ± 1.4	100.0 ± 0.0
J	1		10.4 ± 5.1	-10.2 ± 6.1	39.6 ± 4.9	-9.7 ± 5.7	10.5 ± 4.9		0.0 ± 0.0	87.6 ± 0.1	24.6 ± 9.1	88.8 ± 0.9	100.0 ± 0.0
	2		7.8 ± 3.5	-13.4 ± 1.9	34.9 ± 3.0	-12.6 ± 2.1	7.4 ± 4.0		0.0 ± 0.0	88.5 ± 0.7	20.8 ± 7.3	90.5 ± 0.4	100.0 ± 0.0
Avg			14.3 ± 9.8	-13.4 ± 4.5	36.2 ± 5.9	-12.6 ± 4.4	14.7 ± 9.6		0.0 ± 0.0	85.5 ± 4.4	17.4 ± 8.2	87.1 ± 4.3	100.0 ± 0.0

Tabel B. 17 Database temporal pengujian gaya berjalan menuruni tangga sisi kanan

Suby.	Trial	IC	FF	HO	TO	Tstance	Tswing	Tcyc	Cad
A	1	0.0 ± 0.0	4.4 ± 3.1	50.6 ± 11.6	71.0 ± 0.6	71.0 ± 0.6	29.0 ± 0.6	1.4 ± 0.0	42 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	9.1 ± 9.2	67.1 ± 13.3	75.5 ± 7.3	75.5 ± 7.3	24.5 ± 7.3	1.5 ± 0.2	41 ± 6
B	1	0.0 ± 0.0	3.4 ± 2.2	52.6 ± 11.1	70.5 ± 1.7	70.5 ± 1.7	29.5 ± 1.7	1.4 ± 0.0	43 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	4.6 ± 1.0	47.8 ± 9.6	69.3 ± 2.5	69.3 ± 2.5	30.7 ± 2.5	1.4 ± 0.1	44 ± 3
C	1	0.0 ± 0.0	4.2 ± 1.5	36.8 ± 10.2	70.1 ± 1.0	70.1 ± 1.0	29.9 ± 1.0	1.3 ± 0.1	45 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	6.0 ± 0.8	38.0 ± 7.1	71.2 ± 2.6	71.2 ± 2.6	28.8 ± 2.6	1.3 ± 0.0	48 ± 1
D	1	0.0 ± 0.0	4.9 ± 0.6	42.5 ± 12.6	71.0 ± 1.2	71.0 ± 1.2	29.0 ± 1.2	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	3.8 ± 1.2	39.0 ± 11.2	70.5 ± 1.5	70.5 ± 1.5	29.5 ± 1.5	1.2 ± 0.0	50 ± 2
E	1	0.0 ± 0.0	5.3 ± 0.6	45.0 ± 7.5	71.0 ± 2.0	71.0 ± 2.0	29.0 ± 2.0	1.3 ± 0.1	45 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	5.0 ± 0.7	42.4 ± 9.0	71.4 ± 1.1	71.4 ± 1.1	28.6 ± 1.1	1.2 ± 0.0	49 ± 1
F	1	0.0 ± 0.0	5.5 ± 1.0	43.2 ± 4.4	70.2 ± 1.5	70.2 ± 1.5	29.8 ± 1.5	1.3 ± 0.1	46 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	5.6 ± 1.0	49.7 ± 10.0	70.2 ± 1.5	70.2 ± 1.5	29.8 ± 1.5	1.3 ± 0.0	47 ± 1
G	1	0.0 ± 0.0	4.5 ± 1.0	44.3 ± 5.7	71.3 ± 0.7	71.3 ± 0.7	28.7 ± 0.7	1.1 ± 0.0	55 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	4.0 ± 2.3	31.7 ± 20.2	70.0 ± 1.0	70.0 ± 1.0	30.0 ± 1.0	1.3 ± 0.0	46 ± 1
H	1	0.0 ± 0.0	6.1 ± 0.9	39.9 ± 5.0	69.7 ± 2.6	69.7 ± 2.6	30.3 ± 2.6	1.2 ± 0.1	49 ± 3
	2	0.0 ± 0.0	4.8 ± 1.2	38.9 ± 9.9	70.3 ± 0.7	70.3 ± 0.7	29.7 ± 0.7	1.2 ± 0.0	50 ± 1
I	1	0.0 ± 0.0	3.2 ± 1.5	39.8 ± 6.9	64.6 ± 8.6	64.6 ± 8.6	35.4 ± 8.6	1.4 ± 0.3	43 ± 7
	2	0.0 ± 0.0	5.0 ± 0.4	38.6 ± 12.1	69.2 ± 1.6	69.2 ± 1.6	30.8 ± 1.6	1.2 ± 0.0	49 ± 1
J	1	0.0 ± 0.0	3.2 ± 1.5	38.6 ± 11.8	69.1 ± 1.5	69.1 ± 1.5	30.9 ± 1.5	1.3 ± 0.1	48 ± 3
	2	0.0 ± 0.0	2.7 ± 1.1	37.3 ± 10.2	69.4 ± 3.7	69.4 ± 3.7	30.6 ± 3.7	1.3 ± 0.2	46 ± 5
Avg		0.0 ± 0.0	4.8 ± 2.6	43.2 ± 11.9	70.3 ± 3.3	70.3 ± 3.3	29.7 ± 3.3	1.3 ± 0.1	46 ± 4

Tabel B. 18 Database temporal pengujian gaya berjalan menuruni tangga sisi kanan (*hip*)

Suby.	Trial	Unit	HIC	MHEst	MHFsw	Unit	tHIC	tMHEst	tMHFsw
A	1	Angle (deg)	1.1 ± 1.1	-4.3 ± 2.6	25.9 ± 2.7	time (%time)	0.0 ± 0.0	17.2 ± 24.6	78.4 ± 0.9
	2		10.6 ± 10.9	-2.9 ± 1.2	25.8 ± 1.9		0.0 ± 0.0	12.4 ± 8.2	84.1 ± 7.6
B	1		4.1 ± 0.3	-6.5 ± 1.5	24.6 ± 1.8		0.0 ± 0.0	55.2 ± 1.7	78.7 ± 2.0
	2		5.4 ± 1.0	-0.5 ± 1.7	27.4 ± 0.8		0.0 ± 0.0	27.5 ± 19.9	78.8 ± 4.2
C	1		3.1 ± 2.3	-0.5 ± 2.4	25.6 ± 0.3		0.0 ± 0.0	21.3 ± 11.1	76.7 ± 1.6
	2		5.7 ± 4.6	-1.3 ± 1.7	23.7 ± 4.7		0.0 ± 0.0	42.0 ± 13.3	77.7 ± 4.0
D	1		5.1 ± 1.4	-3.4 ± 1.5	22.9 ± 0.4		0.0 ± 0.0	40.7 ± 14.6	79.6 ± 1.6
	2		5.8 ± 2.7	-3.4 ± 5.0	28.6 ± 2.9		0.0 ± 0.0	25.7 ± 2.4	79.5 ± 3.6
E	1		5.2 ± 1.6	-0.9 ± 1.6	30.9 ± 1.1		0.0 ± 0.0	23.6 ± 24.3	80.3 ± 1.7
	2		4.3 ± 1.2	-2.8 ± 2.0	30.6 ± 1.6		0.0 ± 0.0	29.6 ± 2.4	79.7 ± 2.2
F	1		3.2 ± 1.6	-4.2 ± 2.4	23.3 ± 1.1		0.0 ± 0.0	25.2 ± 2.3	80.4 ± 1.6
	2		2.6 ± 1.6	-0.4 ± 1.6	31.4 ± 1.8		0.0 ± 0.0	4.8 ± 0.7	77.0 ± 3.2
G	1		4.6 ± 4.5	-1.7 ± 3.2	31.2 ± 0.8		0.0 ± 0.0	18.1 ± 15.2	77.4 ± 1.4
	2		7.0 ± 1.6	1.7 ± 1.5	30.8 ± 1.7		0.0 ± 0.0	17.0 ± 14.4	79.1 ± 2.6
H	1		5.9 ± 1.1	0.4 ± 2.4	28.6 ± 3.2		0.0 ± 0.0	29.3 ± 28.1	77.4 ± 1.5
	2		0.7 ± 1.0	-2.9 ± 1.5	23.5 ± 1.8		0.0 ± 0.0	46.9 ± 12.1	77.8 ± 0.9
I	1		-1.2 ± 1.7	-8.6 ± 2.9	19.0 ± 4.1		0.0 ± 0.0	28.4 ± 14.8	75.0 ± 7.9
	2		6.0 ± 2.5	0.6 ± 1.7	30.7 ± 1.5		0.0 ± 0.0	37.1 ± 11.1	77.0 ± 2.3
J	1		5.7 ± 3.5	1.7 ± 1.7	31.4 ± 1.4		0.0 ± 0.0	27.0 ± 20.8	77.9 ± 1.9
	2		5.6 ± 4.4	1.3 ± 5.9	33.1 ± 2.2		0.0 ± 0.0	21.0 ± 22.8	77.4 ± 2.8
Avg			4.5 ± 3.9	-1.9 ± 3.5	27.4 ± 4.2		0.0 ± 0.0	27.5 ± 18.1	78.5 ± 3.4

Tabel B. 19 Database temporal pengujian gaya berjalan menurun dari sisi kanan (*knee*)

Suby.	Trial	Unit	KIC	MKEst	MKFst	MKEsw	MKFsw	Unit	tKIC	tMKEst	tMKFst	tMKEsw	tMKFsw
A	1	Angle (deg)	-3.3 ± 1.8	-3.3 ± 1.8	76.7 ± 3.0	-4.3 ± 3.6	76.5 ± 2.9	time (%time)	0.0 ± 0.0	0.2 ± 0.4	70.3 ± 1.0	99.1 ± 0.7	71.0 ± 0.6
	2		13.1 ± 15.9	-0.1 ± 2.2	85.1 ± 2.8	11.9 ± 17.0	85.2 ± 2.8		0.0 ± 0.0	4.8 ± 5.9	75.4 ± 7.6	97.3 ± 3.7	75.9 ± 7.7
B	1		0.3 ± 0.7	0.3 ± 0.7	85.6 ± 4.7	-0.8 ± 1.8	86.5 ± 4.7		0.0 ± 0.0	0.2 ± 0.4	70.4 ± 2.0	98.6 ± 1.7	71.6 ± 2.4
	2		-4.2 ± 3.9	-4.2 ± 3.9	84.1 ± 4.6	-3.4 ± 3.3	83.3 ± 4.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.9 ± 1.9	98.8 ± 1.4	69.3 ± 2.5
C	1		-4.9 ± 8.3	-4.9 ± 8.3	82.3 ± 7.0	-4.0 ± 7.9	79.0 ± 9.7		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.0 ± 1.3	98.7 ± 0.9	70.5 ± 1.1
	2		-7.0 ± 4.7	-7.0 ± 4.7	77.7 ± 3.5	-6.9 ± 4.7	74.0 ± 5.0		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.6 ± 1.2	98.6 ± 2.3	71.2 ± 2.6
D	1		-0.7 ± 5.1	-0.7 ± 5.1	74.3 ± 2.7	-3.3 ± 1.0	74.1 ± 2.8		0.0 ± 0.0	0.2 ± 0.4	70.2 ± 1.6	99.4 ± 0.4	71.0 ± 1.2
	2		-1.9 ± 3.0	-2.4 ± 2.3	69.9 ± 5.0	-1.4 ± 2.9	69.6 ± 4.7		0.0 ± 0.0	1.4 ± 1.8	69.4 ± 1.0	100.0 ± 0.0	70.5 ± 1.5
E	1		2.0 ± 3.1	1.2 ± 3.2	85.5 ± 3.8	2.8 ± 4.1	85.5 ± 3.8		0.0 ± 0.0	1.7 ± 0.7	70.6 ± 1.6	100.0 ± 0.0	71.0 ± 2.0
	2		0.8 ± 3.4	0.4 ± 3.4	87.0 ± 2.6	3.7 ± 2.9	86.8 ± 2.6		0.0 ± 0.0	1.2 ± 0.5	70.4 ± 1.0	100.0 ± 0.0	71.8 ± 1.2
F	1		2.6 ± 2.1	2.6 ± 2.0	80.5 ± 2.6	0.9 ± 3.1	80.4 ± 2.8		0.0 ± 0.0	0.4 ± 0.4	69.7 ± 1.3	98.9 ± 1.0	70.4 ± 1.3
	2		-0.4 ± 1.8	-0.4 ± 1.7	89.3 ± 5.7	-0.6 ± 2.2	89.2 ± 6.1		0.0 ± 0.0	0.2 ± 0.4	69.4 ± 1.3	99.0 ± 1.2	70.4 ± 1.6
G	1		6.5 ± 3.9	5.6 ± 4.0	90.7 ± 3.1	7.6 ± 4.2	90.3 ± 2.9		0.0 ± 0.0	1.8 ± 1.3	70.0 ± 0.9	100.0 ± 0.0	71.3 ± 0.7
	2		0.5 ± 4.1	0.1 ± 3.5	86.5 ± 2.2	-0.4 ± 2.9	85.9 ± 2.8		0.0 ± 0.0	0.6 ± 1.1	68.8 ± 0.7	99.6 ± 0.4	70.0 ± 1.0
H	1		6.7 ± 2.8	6.4 ± 2.6	87.0 ± 3.8	3.8 ± 6.1	86.8 ± 3.8		0.0 ± 0.0	0.6 ± 0.8	68.7 ± 2.3	98.6 ± 1.7	69.7 ± 2.6
	2		1.2 ± 4.6	1.2 ± 4.6	82.4 ± 3.5	1.5 ± 4.5	82.1 ± 3.8		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	69.0 ± 1.1	98.8 ± 0.5	70.3 ± 0.8
I	1		-2.4 ± 2.2	-2.5 ± 2.2	71.9 ± 2.5	-2.0 ± 2.3	71.6 ± 2.1		0.0 ± 0.0	0.2 ± 0.3	63.5 ± 8.1	98.4 ± 1.8	64.6 ± 8.6
	2		4.8 ± 3.6	4.8 ± 3.6	88.2 ± 3.5	4.3 ± 4.0	88.2 ± 3.5		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.6 ± 1.5	98.2 ± 1.2	69.2 ± 1.6
J	1		3.4 ± 1.7	3.4 ± 1.7	87.1 ± 3.0	2.5 ± 2.5	86.9 ± 2.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.1 ± 1.3	98.5 ± 1.4	69.1 ± 1.5
	2		5.1 ± 5.1	5.1 ± 5.1	88.0 ± 4.3	3.2 ± 4.7	87.7 ± 4.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	68.3 ± 3.5	98.9 ± 1.3	69.4 ± 3.7
Avg			1.2 ± 6.5	0.3 ± 4.9	83.1 ± 6.6	0.8 ± 6.4	82.6 ± 7.1		0.0 ± 0.0	0.7 ± 1.7	69.3 ± 3.3	99.0 ± 1.4	70.4 ± 3.4

Tabel B. 20 Database temporal pengujian gaya berjalan menuruni tangga sisi kanan (*ankle*)

Suby.	Trial	Unit	AIC	MAPFst	MADFst	MAPFsw	MADFsw	Unit	tAIC	tMAPFst	tMADFst	tMAPFsw	tMADFsw
A	1	Angle (deg)	-1.2 ± 0.9	-1.2 ± 0.9	68.8 ± 3.3	-10.8 ± 2.9	59.6 ± 3.5	time (%time)	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.8 ± 0.6	91.6 ± 1.4	71.0 ± 0.6
	2		0.0 ± 3.8	-4.8 ± 9.5	74.8 ± 2.9	-8.8 ± 6.4	69.4 ± 4.3		0.0 ± 0.0	2.6 ± 3.4	72.1 ± 7.3	94.7 ± 6.2	75.5 ± 7.3
B	1		-0.3 ± 3.8	-0.3 ± 3.8	75.0 ± 4.0	-9.1 ± 2.8	70.7 ± 4.8		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	67.4 ± 2.4	95.4 ± 3.2	70.5 ± 1.7
	2		-5.6 ± 4.5	-5.6 ± 4.5	73.1 ± 3.0	-12.8 ± 3.5	64.3 ± 5.5		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.0 ± 1.6	92.5 ± 1.8	69.3 ± 2.5
C	1		-4.7 ± 7.5	-4.7 ± 7.5	71.6 ± 5.3	-11.8 ± 8.8	59.1 ± 11.1		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.4 ± 0.7	93.1 ± 1.0	70.1 ± 1.0
	2		-7.2 ± 1.3	-7.2 ± 1.3	71.7 ± 2.6	-15.2 ± 5.0	56.8 ± 7.6		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.8 ± 2.0	93.8 ± 0.4	71.2 ± 2.6
D	1		-2.2 ± 6.0	-2.2 ± 6.0	70.1 ± 2.0	-9.2 ± 2.0	60.7 ± 2.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.9 ± 1.2	95.1 ± 0.9	71.0 ± 1.2
	2		-0.2 ± 3.2	-0.2 ± 3.2	66.5 ± 1.6	-5.2 ± 4.0	55.7 ± 1.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	64.7 ± 1.5	95.3 ± 1.1	70.5 ± 1.5
E	1		5.6 ± 3.4	5.6 ± 3.4	74.8 ± 3.1	1.9 ± 2.5	69.8 ± 6.0		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.8 ± 1.5	93.9 ± 1.5	71.2 ± 2.0
	2		2.6 ± 2.1	2.6 ± 2.1	76.2 ± 3.9	1.6 ± 1.6	67.8 ± 5.6		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	66.5 ± 0.8	95.8 ± 0.4	71.4 ± 1.1
F	1		7.5 ± 3.1	7.5 ± 3.1	76.7 ± 2.3	0.2 ± 4.1	69.3 ± 3.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 1.2	93.8 ± 0.6	70.2 ± 1.5
	2		3.6 ± 4.1	3.6 ± 4.1	76.3 ± 5.9	-2.4 ± 3.0	69.7 ± 8.0		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 1.6	94.8 ± 1.5	70.2 ± 1.5
G	1		8.6 ± 5.2	8.6 ± 5.2	76.1 ± 5.7	8.1 ± 4.1	67.2 ± 3.4		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.7 ± 0.7	95.9 ± 1.8	71.3 ± 0.7
	2		1.8 ± 5.4	1.8 ± 5.4	74.9 ± 3.3	-5.3 ± 4.5	67.5 ± 3.2		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.6 ± 0.5	94.3 ± 1.0	70.0 ± 1.0
H	1		10.5 ± 4.1	10.5 ± 4.1	77.2 ± 4.3	2.2 ± 8.7	69.5 ± 3.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	64.4 ± 2.0	93.9 ± 1.2	69.9 ± 2.9
	2		6.2 ± 3.8	6.2 ± 3.8	77.0 ± 3.9	0.5 ± 4.1	68.0 ± 5.8		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	65.3 ± 0.0	94.0 ± 0.8	70.3 ± 0.8
I	1		9.2 ± 2.0	9.2 ± 1.9	74.8 ± 3.6	6.1 ± 3.8	68.2 ± 1.8		0.0 ± 0.0	0.3 ± 0.7	60.3 ± 7.8	94.8 ± 4.0	64.6 ± 8.6
	2		6.9 ± 4.3	6.9 ± 4.3	76.9 ± 3.7	-1.1 ± 4.4	69.4 ± 4.3		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	64.5 ± 1.5	92.9 ± 0.4	69.2 ± 1.6
J	1		4.5 ± 1.0	4.5 ± 1.0	75.4 ± 1.7	-3.9 ± 3.0	67.8 ± 2.9		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	64.5 ± 1.0	92.8 ± 1.3	69.1 ± 1.5
	2		8.0 ± 4.8	8.0 ± 4.8	76.8 ± 5.3	-0.7 ± 6.5	68.7 ± 6.0		0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	64.8 ± 4.1	93.1 ± 1.1	69.4 ± 3.7
Avg			2.7 ± 6.2	2.5 ± 6.6	74.3 ± 4.4	-3.8 ± 7.6	66.1 ± 6.5		0.0 ± 0.0	0.2 ± 0.9	65.7 ± 3.2	94.1 ± 2.2	70.3 ± 3.3

Tabel B. 21 Database temporal pengujian gaya berjalan menurun tangga sisi kiri

Sub.	Trial	IC	FF	HO	TO	Tstance	Tswing	Tcyc	Cad
A	1	0.0 ± 0.0	4.4 ± 3.1	50.6 ± 11.6	71.0 ± 0.6	71.0 ± 0.6	29.0 ± 0.6	1.4 ± 0.0	42 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	32.7 ± 1.8	93.0 ± 1.3	96.5 ± 0.3	96.5 ± 0.3	3.5 ± 0.3	1.5 ± 0.0	40 ± 1
B	1	0.0 ± 0.0	33.7 ± 3.6	91.4 ± 1.1	94.3 ± 1.6	94.3 ± 1.6	5.7 ± 1.6	1.5 ± 0.2	40 ± 5
	2	0.0 ± 0.0	27.8 ± 2.9	83.9 ± 1.7	89.3 ± 1.9	89.3 ± 1.9	10.7 ± 1.9	1.3 ± 0.1	45 ± 3
C	1	0.0 ± 0.0	28.2 ± 3.1	82.8 ± 5.9	91.2 ± 1.3	91.2 ± 1.3	8.8 ± 1.3	1.3 ± 0.1	46 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	29.5 ± 1.0	89.1 ± 1.7	94.4 ± 1.5	94.4 ± 1.5	5.6 ± 1.5	1.2 ± 0.1	49 ± 3
D	1	0.0 ± 0.0	28.3 ± 4.0	76.3 ± 6.4	91.1 ± 0.1	91.1 ± 0.1	8.9 ± 0.1	1.2 ± 0.0	49 ± 1
	2	0.0 ± 0.0	24.3 ± 1.1	83.4 ± 1.5	88.7 ± 1.7	88.7 ± 1.7	11.3 ± 1.7	1.2 ± 0.0	50 ± 1
E	1	0.0 ± 0.0	26.8 ± 1.9	85.2 ± 1.8	90.3 ± 1.5	90.3 ± 1.5	9.7 ± 1.5	1.3 ± 0.1	45 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	24.8 ± 2.7	80.8 ± 3.0	89.2 ± 0.9	89.2 ± 0.9	10.8 ± 0.9	1.2 ± 0.0	48 ± 1
F	1	0.0 ± 0.0	27.1 ± 4.1	82.2 ± 6.7	91.7 ± 0.8	91.7 ± 0.8	8.3 ± 0.8	1.3 ± 0.1	45 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	29.3 ± 4.4	82.6 ± 5.9	93.0 ± 1.8	93.0 ± 1.8	7.0 ± 1.8	1.3 ± 0.0	47 ± 1
G	1	0.0 ± 0.0	22.0 ± 1.8	79.9 ± 5.4	89.6 ± 1.3	89.6 ± 1.3	10.4 ± 1.3	1.1 ± 0.0	55 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	26.2 ± 1.4	80.2 ± 5.0	90.5 ± 1.2	90.5 ± 1.2	9.5 ± 1.2	1.3 ± 0.1	47 ± 2
H	1	0.0 ± 0.0	29.1 ± 2.4	91.3 ± 1.8	95.8 ± 1.9	95.8 ± 1.9	4.2 ± 1.9	1.2 ± 0.0	50 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	26.7 ± 0.8	84.7 ± 2.8	92.7 ± 0.6	92.7 ± 0.6	7.3 ± 0.6	1.2 ± 0.0	49 ± 2
I	1	0.0 ± 0.0	24.7 ± 1.9	85.6 ± 1.5	90.0 ± 0.5	90.0 ± 0.5	10.0 ± 0.5	1.4 ± 0.3	44 ± 7
	2	0.0 ± 0.0	28.0 ± 4.5	85.2 ± 4.7	92.0 ± 1.6	92.0 ± 1.6	8.0 ± 1.6	1.2 ± 0.0	48 ± 1
J	1	0.0 ± 0.0	24.3 ± 1.6	85.3 ± 2.5	89.9 ± 0.6	89.9 ± 0.6	10.1 ± 0.6	1.3 ± 0.1	48 ± 2
	2	0.0 ± 0.0	31.1 ± 6.4	86.5 ± 3.7	93.3 ± 1.3	93.3 ± 1.3	6.7 ± 1.3	1.3 ± 0.1	45 ± 5
Avg		0.0 ± 0.0	28.1 ± 4.3	85.2 ± 5.7	92.0 ± 2.7	92.0 ± 2.7	8.0 ± 2.7	1.3 ± 0.1	46 ± 4

Tabel B. 22 Database temporal pengujian gaya berjalan menuruni tangga sisi kiri (*hip*)

Suby.	Trial	Unit	HIC		MHEst		MHFsw		Unit	tHIC		tMHEst		tMHFsw	
A	1	Angle (deg)	30.2 ±	2.0	2.3 ±	2.6	28.3 ±	2.5	time (%time)	0.0 ±	0.0	63.9 ±	18.6	100.0 ±	0.0
	2		31.5 ±	2.8	0.4 ±	2.2	31.1 ±	3.2		0.0 ±	0.0	74.6 ±	12.8	100.0 ±	0.0
B	1		28.2 ±	2.8	-1.3 ±	4.5	29.9 ±	1.8		0.0 ±	0.0	54.1 ±	2.3	100.0 ±	0.0
	2		34.6 ±	1.9	5.3 ±	3.2	35.2 ±	2.5		0.0 ±	0.0	49.7 ±	2.9	100.0 ±	0.0
C	1		37.4 ±	0.8	8.0 ±	1.6	36.9 ±	0.5		0.0 ±	0.0	58.7 ±	11.4	100.0 ±	0.0
	2		36.2 ±	1.6	5.5 ±	6.6	31.1 ±	10.8		0.0 ±	0.0	58.9 ±	4.5	100.0 ±	0.0
D	1		38.9 ±	1.7	5.0 ±	3.3	36.5 ±	3.8		0.0 ±	0.0	51.1 ±	0.8	100.0 ±	0.0
	2		37.8 ±	2.9	8.3 ±	3.4	38.6 ±	3.6		0.0 ±	0.0	49.9 ±	22.1	100.0 ±	0.0
E	1		41.8 ±	1.9	12.5 ±	1.8	40.6 ±	0.7		0.0 ±	0.0	65.9 ±	14.5	100.0 ±	0.0
	2		39.1 ±	2.6	11.2 ±	4.1	39.1 ±	2.6		0.0 ±	0.0	57.1 ±	16.1	100.0 ±	0.0
F	1		37.5 ±	1.8	11.1 ±	2.9	36.1 ±	1.8		0.0 ±	0.0	50.9 ±	1.7	100.0 ±	0.0
	2		37.0 ±	0.9	9.1 ±	5.9	40.0 ±	4.5		0.0 ±	0.0	51.3 ±	1.9	100.0 ±	0.0
G	1		37.0 ±	2.7	7.1 ±	2.0	38.3 ±	4.1		0.0 ±	0.0	48.8 ±	5.1	100.0 ±	0.0
	2		38.8 ±	4.4	9.9 ±	0.7	37.5 ±	6.6		0.0 ±	0.0	57.5 ±	16.1	100.0 ±	0.0
H	1		42.6 ±	3.9	11.5 ±	2.5	42.5 ±	3.7		0.0 ±	0.0	57.5 ±	2.7	100.0 ±	0.0
	2		42.4 ±	0.6	7.1 ±	2.1	42.3 ±	0.5		0.0 ±	0.0	52.6 ±	1.0	100.0 ±	0.0
I	1		41.3 ±	0.5	14.4 ±	6.6	45.6 ±	6.9		0.0 ±	0.0	48.1 ±	23.6	100.0 ±	0.0
	2		38.8 ±	0.9	9.7 ±	0.8	39.4 ±	1.4		0.0 ±	0.0	54.8 ±	4.1	100.0 ±	0.0
J	1		44.3 ±	1.8	10.5 ±	1.2	43.9 ±	1.4		0.0 ±	0.0	48.5 ±	1.9	100.0 ±	0.0
	2		37.7 ±	5.3	11.2 ±	2.7	37.3 ±	5.4		0.0 ±	0.0	51.1 ±	5.3	100.0 ±	0.0
Avg			38.0 ±	4.8	8.3 ±	5.2	37.5 ±	5.7		0.0 ±	0.0	56.6 ±	12.2	100.0 ±	0.0

Tabel B. 23 Database temporal pengujian gaya berjalan menuruni tangga sisi kiri (*knee*)

Suby.	Trial	Unit	KIC	MKEst	MKFst	MKEsw	MKFsw	Unit	tKIC	tMKEst	tMKFst	tMKEsw	tMKFsw
A	1	Angle (deg)	86.8 ± 4.2	7.4 ± 2.2	86.9 ± 4.1	84.4 ± 2.4	85.7 ± 2.9	time (%time)	0.0 ± 0.0	34.1 ± 1.0	24.5 ± 49.0	99.5 ± 1.0	97.9 ± 1.0
	2		84.7 ± 4.6	6.4 ± 1.8	88.1 ± 3.7	85.3 ± 4.0	86.7 ± 3.8		0.0 ± 0.0	31.8 ± 2.3	72.5 ± 48.3	99.2 ± 1.7	97.8 ± 0.7
B	1		80.1 ± 3.3	4.1 ± 5.1	86.1 ± 2.7	80.9 ± 4.1	86.6 ± 4.6		0.0 ± 0.0	38.1 ± 11.7	70.5 ± 47.0	100.0 ± 0.0	95.4 ± 0.8
	2		75.1 ± 4.3	10.0 ± 2.9	85.5 ± 3.0	73.4 ± 2.2	86.3 ± 2.1		0.0 ± 0.0	28.8 ± 3.0	89.3 ± 1.9	100.0 ± 0.0	90.9 ± 0.8
C	1		78.2 ± 3.6	12.4 ± 2.6	92.5 ± 2.9	81.6 ± 4.0	92.8 ± 2.9		0.0 ± 0.0	30.2 ± 1.6	91.2 ± 1.3	100.0 ± 0.0	92.1 ± 1.1
	2		86.2 ± 1.8	11.2 ± 2.7	91.5 ± 4.3	85.8 ± 2.6	91.0 ± 5.5		0.0 ± 0.0	31.7 ± 2.3	70.3 ± 46.8	100.0 ± 0.0	95.0 ± 1.8
D	1		81.1 ± 3.8	9.3 ± 4.4	90.8 ± 4.9	79.6 ± 6.5	91.1 ± 4.9		0.0 ± 0.0	29.5 ± 1.5	91.1 ± 0.1	100.0 ± 0.0	92.1 ± 0.9
	2		73.2 ± 4.6	7.0 ± 3.5	88.9 ± 6.1	73.3 ± 4.6	89.4 ± 5.3		0.0 ± 0.0	27.6 ± 0.8	88.7 ± 1.7	100.0 ± 0.0	89.8 ± 0.5
E	1		84.8 ± 5.7	14.0 ± 2.0	92.6 ± 2.6	84.1 ± 5.6	93.5 ± 2.8		0.0 ± 0.0	30.4 ± 1.5	90.3 ± 1.5	100.0 ± 0.0	92.2 ± 1.0
	2		80.9 ± 3.7	15.0 ± 3.4	93.2 ± 4.0	80.9 ± 3.7	93.9 ± 3.6		0.0 ± 0.0	28.3 ± 1.7	89.2 ± 0.9	100.0 ± 0.0	90.8 ± 1.0
F	1		82.2 ± 2.7	14.4 ± 2.4	91.6 ± 1.4	81.6 ± 2.5	91.8 ± 1.4		0.0 ± 0.0	29.1 ± 1.6	91.7 ± 0.8	100.0 ± 0.0	92.5 ± 0.7
	2		84.6 ± 6.6	15.2 ± 3.3	93.9 ± 2.3	84.2 ± 6.4	94.0 ± 2.6		0.0 ± 0.0	29.5 ± 2.1	92.7 ± 2.2	100.0 ± 0.0	93.4 ± 1.3
G	1		77.6 ± 3.7	15.8 ± 1.8	94.7 ± 2.3	78.1 ± 4.5	94.7 ± 2.3		0.0 ± 0.0	25.4 ± 0.9	89.6 ± 1.3	100.0 ± 0.0	90.3 ± 1.3
	2		83.5 ± 4.3	17.5 ± 3.3	94.4 ± 4.4	82.6 ± 4.4	95.0 ± 4.6		0.0 ± 0.0	29.3 ± 2.0	90.5 ± 1.2	100.0 ± 0.0	91.7 ± 0.7
H	1		99.1 ± 2.9	21.9 ± 4.4	92.9 ± 1.4	98.9 ± 1.7	93.1 ± 1.8		0.0 ± 0.0	32.4 ± 0.9	71.0 ± 47.4	24.6 ± 96.5	97.1 ± 2.0
	2		92.3 ± 6.7	16.0 ± 2.0	99.6 ± 0.9	90.1 ± 3.8	98.7 ± 2.2		0.0 ± 0.0	30.4 ± 1.0	69.2 ± 46.1	100.0 ± 0.0	93.7 ± 0.9
I	1		83.4 ± 3.1	19.5 ± 4.0	98.2 ± 2.9	84.2 ± 3.8	98.9 ± 3.4		0.0 ± 0.0	28.0 ± 3.4	90.0 ± 0.5	100.0 ± 0.0	91.4 ± 1.1
	2		88.0 ± 4.5	14.5 ± 2.1	96.5 ± 2.7	88.2 ± 4.6	97.0 ± 2.9		0.0 ± 0.0	29.7 ± 1.7	92.0 ± 1.6	100.0 ± 0.0	93.4 ± 1.7
J	1		80.4 ± 3.2	13.2 ± 1.0	95.5 ± 3.6	79.8 ± 2.3	95.7 ± 3.4		0.0 ± 0.0	27.3 ± 1.1	89.9 ± 0.6	100.0 ± 0.0	90.5 ± 0.4
	2		88.4 ± 8.6	14.1 ± 1.1	93.0 ± 6.0	83.3 ± 2.6	90.7 ± 2.8		0.0 ± 0.0	31.1 ± 6.0	69.6 ± 46.4	100.0 ± 0.0	93.5 ± 1.1
Avg			83.6 ± 7.0	13.0 ± 5.1	92.9 ± 5.4	83.1 ± 6.4	92.9 ± 5.4		0.0 ± 0.0	30.2 ± 4.0	81.1 ± 29.3	96.1 ± 25.2	93.1 ± 2.6

Tabel B. 24 Database temporal pengujian gaya berjalan menurun tangga sisi kiri (*ankle*)

Suby.	Trial	Unit	AIC	MAPFst	MADFst	MAPFsw	MADFsw	Unit	tAIC	tMAPFst	tMADFst	tMAPFsw	tMADFsw
A	1	Angle (deg)	28.3 ± 4.7	-13.1 ± 4.0	36.1 ± 2.6	17.9 ± 3.6	24.4 ± 5.8	time (%time)	0.0 ± 0.0	29.5 ± 1.0	63.5 ± 39.5	96.7 ± 0.9	100.0 ± 0.0
	2		26.4 ± 0.9	-14.6 ± 2.9	34.9 ± 2.2	18.4 ± 1.2	25.9 ± 1.1		0.0 ± 0.0	28.0 ± 0.8	84.0 ± 0.9	96.5 ± 0.3	100.0 ± 0.0
B	1		31.4 ± 4.2	-13.3 ± 1.8	33.9 ± 3.4	20.7 ± 6.7	32.9 ± 4.8		0.0 ± 0.0	29.5 ± 2.6	42.2 ± 46.7	94.3 ± 1.6	100.0 ± 0.0
	2		40.5 ± 1.6	-8.3 ± 5.5	41.9 ± 3.3	32.9 ± 3.5	40.1 ± 4.8		0.0 ± 0.0	23.6 ± 1.5	38.7 ± 44.7	89.3 ± 1.9	96.8 ± 0.5
C	1		38.3 ± 6.1	-12.2 ± 3.5	39.5 ± 4.2	31.4 ± 2.5	41.7 ± 2.6		0.0 ± 0.0	24.6 ± 1.5	19.3 ± 38.6	91.2 ± 1.3	98.7 ± 0.4
	2		38.4 ± 5.7	-9.1 ± 9.0	41.4 ± 7.4	33.4 ± 5.7	42.0 ± 3.7		0.0 ± 0.0	27.0 ± 2.5	60.7 ± 39.0	94.4 ± 1.5	100.0 ± 0.0
D	1		38.1 ± 8.0	-11.5 ± 10.8	40.9 ± 8.6	33.2 ± 8.0	42.7 ± 4.2		0.0 ± 0.0	24.3 ± 1.1	58.6 ± 39.1	91.1 ± 0.1	98.2 ± 1.8
	2		36.9 ± 2.7	-10.0 ± 1.3	43.6 ± 0.6	32.2 ± 4.6	40.3 ± 2.9		0.0 ± 0.0	21.8 ± 1.0	74.3 ± 0.3	88.7 ± 1.7	96.1 ± 0.9
E	1		31.9 ± 5.0	-17.7 ± 2.6	36.8 ± 1.3	27.6 ± 1.3	35.1 ± 4.1		0.0 ± 0.0	24.8 ± 1.1	38.7 ± 44.7	93.2 ± 4.7	98.5 ± 2.0
	2		35.5 ± 4.0	-10.0 ± 4.3	41.7 ± 2.8	30.3 ± 3.2	39.1 ± 2.6		0.0 ± 0.0	22.6 ± 1.0	56.4 ± 37.6	89.2 ± 0.9	97.8 ± 1.0
F	1		37.4 ± 2.0	-12.5 ± 2.3	40.3 ± 2.0	27.2 ± 6.0	36.7 ± 4.0		0.0 ± 0.0	24.8 ± 1.9	58.2 ± 38.8	91.7 ± 0.8	99.4 ± 1.2
	2		34.4 ± 4.1	-10.3 ± 7.0	38.3 ± 5.1	24.5 ± 5.8	33.6 ± 5.2		0.0 ± 0.0	25.2 ± 1.7	59.1 ± 38.9	93.0 ± 1.8	99.4 ± 1.2
G	1		34.9 ± 5.0	-3.5 ± 3.4	39.4 ± 3.1	26.3 ± 4.6	37.4 ± 3.2		0.0 ± 0.0	20.6 ± 0.9	72.8 ± 0.6	89.6 ± 1.3	97.8 ± 1.5
	2		38.8 ± 7.4	-9.2 ± 4.4	44.6 ± 2.2	31.1 ± 6.4	40.8 ± 5.3		0.0 ± 0.0	24.4 ± 0.7	38.7 ± 44.7	90.5 ± 1.2	98.4 ± 1.1
H	1		34.7 ± 5.8	-5.1 ± 7.6	42.0 ± 3.7	25.2 ± 6.0	32.9 ± 9.1		0.0 ± 0.0	27.8 ± 1.9	41.9 ± 43.6	95.8 ± 1.9	100.0 ± 0.0
	2		40.0 ± 3.2	-6.8 ± 6.3	41.0 ± 3.2	29.6 ± 6.0	38.5 ± 2.9		0.0 ± 0.0	25.2 ± 0.4	20.3 ± 38.5	92.7 ± 0.6	99.2 ± 1.2
I	1		35.5 ± 3.5	-7.3 ± 6.8	39.5 ± 3.3	25.3 ± 4.6	35.0 ± 4.9		0.0 ± 0.0	22.1 ± 2.9	57.0 ± 38.0	90.0 ± 0.5	98.3 ± 1.3
	2		38.4 ± 5.0	-7.2 ± 4.0	42.0 ± 4.0	27.0 ± 5.1	38.1 ± 5.2		0.0 ± 0.0	24.7 ± 1.6	58.7 ± 39.1	92.0 ± 1.6	99.4 ± 0.8
J	1		33.3 ± 2.8	-9.9 ± 5.1	39.8 ± 1.9	23.3 ± 1.0	32.4 ± 1.7		0.0 ± 0.0	22.0 ± 1.4	75.8 ± 1.0	89.9 ± 0.6	98.0 ± 0.5
	2		33.3 ± 2.7	-8.6 ± 1.4	40.6 ± 4.4	27.1 ± 4.6	34.8 ± 4.0		0.0 ± 0.0	29.2 ± 4.7	80.5 ± 1.3	93.3 ± 1.3	100.0 ± 0.0
Avg			35.3 ± 5.5	-10.0 ± 5.7	39.9 ± 4.4	27.2 ± 6.3	36.2 ± 6.3		0.0 ± 0.0	25.1 ± 3.1	54.7 ± 35.9	92.2 ± 2.8	98.8 ± 1.4

DAFTAR PUSTAKA

1. A. Arifin (2010), Materi Mata Kuliah Pengenalan Bidang Riset.
2. Benedictus Indrajaya, Rachmad Setiawan, Achmad Arifin, "Penentuan *Lower Limb Joint Angles* Berdasarkan Respon Akselerometer dalam pengembangan *Wearless* Sensor untuk FES". *Electrical Power, Communication, Controls & Informatics* Internasional Seminar (EECCIS) 2012, Universitas Brawijaya, Malang 30-31 Mei 2012.
3. Hiroki Saito, Takashi Watanabe, Achmad Arifin (2009), "Ankle and Knee Joint Angle Measurements during Gait with Wearable Sensor System for Rehabilitation", O. Dössel and (Eds.): WC 2009, IFMBE Proceedings 25/IX, pp. 506–509
4. Takashi Watanabe, dkk. (2009), "A Preliminary Test of Measurement of Joint Angles and Stride Length with Wireless Inertial Sensors for Wearable Gait Evaluation System", Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University, Sendai, JAPAN.
5. Tao Liu, Yoshio Inoue, Kyoko Shibata (2009), "Development of A Wearable Sensor System for Quantitative Gait Analysis", *Journal of Measurement* 42 (2009) 978–988, ©2008 Elsevier Ltd.
6. Stacy J. Morris Bamberg, dkk (2008), "Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System", *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, VOL. 12, NO. 4, JULY 2008
7. Hongyin Lau, Kaiyu Tong (2008), "The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot", *Gait & Posture* 27 (2008) 248–257, ©2007 Elsevier B.V.
8. G. Welch dan G. Bishop (2006). "An Introduction to the Kalman Filter", University of North Carolina, Chapel Hill.
9. YS. Suh (2003), "Attitude Estimation Using Low Cost Accelerometer and Gyroscope", in *Proc. IEEE*, 2003, Korea-Russia International Symposium, pp 423-427.
10. Brian T. Smith dkk. (2002) "Evaluation of Force-Sensing Resistors for Gait Event Detection to Trigger Electrical Stimulation to Improve Walking in the Child With Cerebral Palsy", *IEEE Transaction on*

Neural System and Rehabilitation Engineering, VOL. 10, NO. 1,
MARCH 2002 10. J. P

11. J. Perry (1992), "Gait Analysis Normal and Pathological Function", SLACK Incorporated, NJ 1
12. Robotic Systems Ltd.(2007). "Gait Analysis, Leg Harness and BodyLAB". www.robotic-systems.co.uk, diakses April 2011.
13. Fauzan Arrofiqi, "Desain Sistem Sensor Wearable untuk Pengukuran Gerakan Manusia untuk Tujuan Rehabilitasi", Tugas Akhir, 2012.
14. Freescale Semiconductor, Inc.(2008). Data sheet "MMA7361L $\pm 1.5g$, $\pm 6g$ Three Axis Low-g Micromachined Accelerometer", www.freescale.com, diakses Maret 2011.
15. STMicroelectronics (2009). Data sheet " LPY510AL, MEMS motion sensor, dual axis pitch and yaw $\pm 100^\circ/s$ analog gyroscope", www.st.com, diakses Maret 2011.
16. INTERLINK Electronics, "Force Sensing Resistors (FSR) Integration Guide and Evaluation Part Catalog", www.interlinkelectronics.com, Maret 2011.
17. Reference manual STM32F4, STMicroelectronics, 2012.

BIODATA PENULIS



Anita Wulansari dilahirkan di Surabaya, 6 Maret 1992. Putri terakhir dari empat bersaudara. Selama masa kanak-kanaknya, penulis telah tinggal di Surabaya. Penulis merupakan anggota dari laboratorium teknik biomedika selama penulis menempuh masa studi S1 di kampus ITS Surabaya. Penulis telah menempuh pendidikan di SD Negeri Kebonsari II Surabaya, SMP Negeri 12 Surabaya dan SMA Negeri 5 Surabaya.

Penulis juga telah menempuh pendidikan Diploma 3 di Politeknik Elektronika Negeri Surabaya.